



INSTITUTO UNIVERSITÁRIO EGAS MONIZ

MESTRADO INTEGRADO EM MEDICINA DENTÁRIA

**AVALIAÇÃO DA RESISTÊNCIA A FADIGA CICLICA DE LIMAS
RECIPROCANTES NA INSTRUMENTAÇÃO DE CANAIS
CURVOS – ESTUDO IN VITRO**

Trabalho submetido por
Tasnim Maraqa
para a obtenção do grau de Mestre em Medicina Dentária

Setembro de 2019



INSTITUTO UNIVERSITÁRIO EGAS MONIZ

MESTRADO INTEGRADO EM MEDICINA DENTÁRIA

**AVALIAÇÃO DA RESISTÊNCIA A FADIGA CÍCLICA DE LIMAS
RECIPROCANTES NA INSTRUMENTAÇÃO DE CANAIS
CURVOS – ESTUDO IN VITRO**

Trabalho submetido por
Tasnim Maraqa
para a obtenção do grau de Mestre em Medicina Dentária

Trabalho orientado por
Professor Doutor João Eduardo Fonseca Freitas Dias

e coorientado por
Professor Doutor Mário Cruz Polido

Setembro de 2019

Agradecimento :

Agradeço, em primeiro lugar, ao meu orientador de tese Prof. Doutor João Eduardo Fonseca Freitas Dias, que esteve presente para me aconselhar e esclarecer, por toda a sua amabilidade e disponibilidade.

Ao Professor Doutor Luis Proença pela análise estática dos resultados

A todos os meus amigos de faculdade e, em especial, à Anais et Tess pelos momentos que partilhamos.

Para o Instituto Universitário Egas Moniz e aos docentes que me permitiram receber uma formação de qualidade para poder vir a exercer como médica dentista.

Aos meus pais, por acreditarem em mim, pela educação que me deram, sem eles este percurso não teria sido possível.

A minhas três irmãs e meu irmão pela força que me deram cada dia, e pelo seu amor.

RESUMO :

O objetivo deste estudo foi avaliar in vitro, num bloco de aço inox, a resistência à fadiga cíclica de três sistemas de limas endodônticas reciprocantes de níquel-titânio durante o movimento rotoatório: Reverso Silver[®], WaveOne Gold[®] e Reciproc[®]

Método: Seis grupos de oito instrumentos foram utilizados num canal artificial, que foi feito com um raio de curvatura de 5mm e comprimento de arco com 6 mm, 60 curvatura. Os instrumentos foram testados de acordo com as recomendações do fabricante. O Reciproc Blue[®] R25 foi usado a uma velocidade de 300rpm, enquanto o Reverso Silver[®] F2 300 rpm e o Wave OneGold[®] Primary com 350 rpm. O número de ciclos para fratura foi calculado medindo o tempo até à fratura. As características topográficas das superfícies dos instrumentos quebrados foram digitalizadas com um microscópio eletrônico.

Os resultados obtidos foram submetidos ao teste de normalidade Shapiro Wilk , que indicou uma distribuição normal da amostra. Com base neste achado, estes dados foram submetidos à análise de variância de duas vias (two-way ANOVA), com teste complementar de Tukey para comparações múltiplas.

Resultados: Os instrumentos Reciproc Blue apresentaram um número significativamente maior de ciclos até à falha, do que os outros instrumentos

Conclusão:

- A fratura ocorre no ponto de flexão máxima, curvatura
- A resistência à fadiga dos instrumentos RB[®] foi melhor que a dos instrumentos WOG[®] e Reverso Silver[®].
- A resistência das limas WOG[®] foi melhor que as limas Reverso silver[®]
- Existe uma diferença significativa entre os dois movimentos testados, no entanto, os limas RB[®] permanecem mais eficientes em todos os casos
- A fadiga cíclica dos RB[®] testados no movimento reciprocante é maior que os outros instrumentos em ambos os movimentos. Deixando a conclusão de que a transformação térmica e o movimentos das liga são dois fatores igualmente importantes.

Palavras chaves : Reciproc blue, WaveoneGold, fadiga cíclica, reciprocante, continuo,

ABSTRACT

The aim of this study was to estimate, in vitro, with a stainless bloc, the cyclic fatigue resistance of three systems of nickel-titanium reciprocating endodontic files : Reverso Silver®, WaveOne® and Reciproc Blue® in two different movements

Method : Six groups of seven instruments were used in an artificial canal, which was made with a radius of curvature of 5mm and arc length of 6 mm, 60 curvature. The files were tested according to manufacturers recommendations. Reciproc Blue® R25 was used at a rate of 300 rpm, while ReversoSilver® 300 rpm, and Wave OneGold Primary® files 350 rpm. The number of cycles to fracture was calculated, measuring the time until fracture. The topographic features of the surfaces of broken instruments was scanned with an electronic microscope.

The results were submitted to the Shapiro Wilk normality test, which indicated a normal distribution of the sample ($p > 0.05$). Based on this finding, these data were submitted to two-way ANOVA, with Tukey's complementary test for multiple comparisons

Results: Reciproc blue® instruments had a significantly greater number of cycles to failure than the others instruments in all groups;

Conclusion:

- the fracture takes place in the point of maximum flexion, in curvature
- The fatigue resistance of RB® instruments was higher than that of WOG® e Reverso Silver® instruments.
- The fatigue resistance of WOG® was higher than that of reverse silver
- Existe uma diferença significativa between the two movements tested, reciproc blue files remain more efficient in all cases
- the cyclic fatigue of wires RB® tested in reciprocating movement is higher than in other wires in both movements. Leaving conclusion that transformation termic of the alloy and movements rotatório are two equally important factors

Keywords : Reciproc blue, WaveOneGold, cyclic fatigue, continuous, reciprocating

ÍNDICE

<i>I. INTRODUÇÃO.....</i>	<i>10</i>
<i>II. DESENVOLVIMENTO</i>	<i>14</i>
1.1 Anatomia do Endodonto	14
1.1.1 Sistema do canal radicular.....	14
1.1.2 Modificação com a idade.....	16
1.2 Preparação químico-mecânica do sistema de canais radiculares	17
1.2.1 Objectivo do tratamento endodontico:	17
1.2.2 Imperativos biológicos.....	18
1.2.2.1 Eliminação do conteúdo do sistema de canais radicular.....	18
1.2.2.2 Desinfecção.....	19
1.2.3 Imperativos mecânicos :.....	19
1.2.3.1 Respeito pelo trajecto original do canal radicular.	20
1.2.3.2 Preservação da estrutura apical.....	21
1.3 Evolução instrumental	21
1.3.1 Instrumentos manuais.....	21
1.3.2 Instrumento Ni-Ti.....	23
1.3.2.1 Características Gerais	23
1.3.2.2 Secção transversal dos instrumentos	24
1.3.2.3 Diâmetro	25
1.3.3 Propriedades	26
1.3.3.1 Liga de NiTi.....	26
1.3.3.2 Tratamento térmico das ligas de NiTi	26
1.3.3.3 Diferentes tipos de ligas de NiTi.....	28
1.3.3.4 Memória de forma	29
1.3.3.5 Superelasticidade	29
1.3.3.6 Flexibilidade.....	30
1.3.3.7 Eficiência de corte.....	31

1.3.3.8	Extrusão apical de detritos	32
1.4	Fratura.....	33
1.4.1	Fratura por torção.....	34
1.4.2	Fratura par fadiga cíclica	35
1.4.3	Atitudes a tomar em caso de fratura	38
1.4.3.1	Abstenção de realização de tratamento	38
1.4.3.2	Bypass	38
1.4.3.3	Remoção de instrumentos fraturados.....	39
1.5	Sistema de lima única / <i>Single File</i>	39
1.6	Cinemática dos movimentos	40
1.6.1	Rotação contínua	40
1.6.2	Movimento recíprocante	40
1.7	Os diferentes sistemas de limas mecanizadas.....	42
1.8.1	WaveOne®	42
1.8.2	Reciproc®	44
1.8.3	Reverso Silver®	46
PARTE EXPERIMENTAL		48
III.	Objetivos:	48
IV.	Materiais e métodos	50
V.	Resultados:	56
VI.	Discussão	64
VI.	Conclusões	68
Bibliografia		70

ÍNDICE DE FIGURAS

FIGURA 1 COMPLEXIDADE DA ANATOMIA CANALAR E MODIFICAÇÃO COM A IDADE (HESS, 1925).....	17
FIGURA 2 - DIFERENTES TIPOS DE SECÇÃO TRANSVERSAL (CAPAR, ERTAS & ARSLAN 2014)	25
FIGURA 3 - ESTRUTURA CRISTALINA NA MUDANÇA DE FASE NA LIGA DE MEMÓRIA DE FORMA (SRINIVASAN E MC FARLAND 2001).....	27
FIGURA 4 - OS DIFFERENTES FASES EM FUNÇÃO DA TEMPERATURA E DA FORÇA (SHIM ET AL.,2017).....	27
FIGURA 5 - UM GRÁFICO REPRESENTANDO O COMPORTAMENTO ELÁSTICO (JORDAN ET ROCHER 2009).....	30
FIGURA 6 - DESENHO ESQUEMÁTICO QUE MOSTRA A PROPAGAÇÃO DA FRATURA QUANDO É SUBMETIDO A UM MOVIMENTO RECÍPROCO.....	36
FIGURA 7 - ESQUEMA RESPRENSENTATIVO DOS DIFERENTES TIPOS DE MOVIMENTO RECIPROCANTE ROTAÇÃO COMPLETA COM OSCILAÇÕES VERTICAIS, (B) MOVIMENTO RECIPROCANTE COM OSCILAÇÕES ROTACIONAIS HORIZONTAIS, (C) MOVIMENTO RECIPROCANTE COMPLETO COM OSCILAÇÕES ALTERNADAS, (D)MOVIMENTO RECIPROCANTE PARCIAL COM EFEITO ROTACIONAL E (E) MOVIMENTO RECIPROCANTE HÍBRIDO (GRANDE ET AL., 2015)	41
FIGURA 8 - WAVEONE APICAL E CORONAL SECÇÃO TRANSVERSAL (WEBBER ET AL., 2011)	42
FIGURA 9 - LIMAS WAVEONE GOLD 20, 25, 35, 45 (DENTSPLY SIRONA)	43
FIGURA 10 - LIMA WAVEONE GOLD PRIMARY (DENTSPLY SIRONA)	44
FIGURA 11 - ESQUEMA DE UMA LIMA WAVE ONE GOLD (PRADOS PRIVADO ET AL., 2019)	44
FIGURA 12 - LIMAS RECIPROC BLUE 25, 40, 50 (VDW 2016)	45
FIGURA 13 - ESQUEMA DE UMA LIMA RECIPROC BLUE (PRADOS-PRIVADO, ROJO, IVORRA & PRADOS-FRUTOS. 2019)	45
FIGURA 14 - LIMA RECIPROC BLUE 25 (VDW 2016).....	46
FIGURA 15 - LIMAS REVERSO SILVER 25, 40, 50 (ACCESS)	46

FIGURA 16 - LIMA REVERSO SILVER 25	46
FIGURA 17 - CANAL SIMULADO, CURVATURA 60°	52
FIGURA 18 - BLOCO DE AÇO COM O SUPORTE.....	ERREUR ! SIGNET NON DEFINI.
FIGURA 19 - GLICERINA LIQUIDA E PINCEL	53
FIGURA 20 - MOTOR COM MODO ROTARY, WAVEONE ALL, RECIPROC ALL	54
FIGURA 21 - GRAFICO COMPARATIVO DAS FADIGAS CICLAS DAS 3 LIMAS TESTADAS EM DIFERENTES MOVIMENTOS	57
FIGURA 22 -GRAFICO COMPARATIVO DAS MEDIAS DO 3 LIMAS TESTADAS EM DIFERENTES MOVIMENTOS.....	58
FIGURA 23 -GRAFICO COMPARATIVO DAS MEDIAS DO 3 LIMAS TESTADAS EM DIFERENTES MOVIMENTOS.....	58
FIGURA 24 - SUPERFÍCIE FRATURADA DE UM INSTRUMENTO WAVEONE GOLD PRIMARY, AUSENCIA DE DEFORMAÇÃO PLÁSTICA. (150X).....	60
FIGURA 25 - SUPERFÍCIE FRATURADA DE UM INSTRUMENTO REVERSO SILVER, AUSENCIA DE DEFORMAÇÃO PLÁSTICA. (200X-150X	61
FIGURA 26 - SUPERFÍCIE FRATURADA DE UM INSTRUMENTO RECIPROC BLUE R25, AUSENCIA DE DEFORMAÇÃO PLÁSTICA. (150X)	62

INDICE DE TABELA

TABELA 1 - CONSTITUIÇÃO DOS GRUPOS DE ESTUDO.....	51
TABELA 2 - REGISTO DA MÉDIA, DO DESVIO PADRAO E DO INTERVALO DE CONFIANÇA DE 95% NOS GRUPOS WOG RECIPROCANTE (1), WOG ROTATÓRIO, (2) REVERSO SILVER RECIPROCANTE (3), REVERSO SILVER ROTATÓRIO (4), RECIPROC BLUE RECIPROCANTE (5), RECIPROC BLUE ROTATÓRIO (6).....	56
TABELA 3 - COMPARAÇÃO DO TAMANHO DOS FRAGMENTOS NOS GRUPOS WOG RECIPROCANTE (1), WOG ROTATÓRIO,(2) REVERSO SILVER RECIPROCANTE(3), REVERSO SILVER ROTATÓRIO(4), RECIPROC BLUE RECIPROCANTE(5), RECIPROC BLUE ROTATÓRIO(6).....	59

I. INTRODUÇÃO

A instrumentação é uma parte importante do tratamento endodôntico que visa fornecer uma forma de canal ideal, com um diâmetro aumentando desde o apex até à entrada do canal radicular ao nível da câmara pulpar facilitando, desta forma, as etapas subsequentes como sejam a irrigação e obturação. Numa época de mudanças tecnológicas crescente onde a gestão do tempo é primordial, o rigor durante a execução dos procedimentos é uma aposta fulcral. A endodontia, a base da prática dentária, não é exceção. (Ceyhanli, Kamaci, Taner, Erdilek & Celik 2015)

A eliminação bacteriana e o respeito anatómico pela forma dos canais radiculares, graças á ação química e mecânica, combinando um protocolo de irrigação e de instrumentação, são os principais objetivos da preparação canal.(Ceylani et al., 2015, Govindaraju, Jeevanandan, & Subramanian et al., 2017)

O tratamento endodôntico é um tratamento meticuloso e difícil, devido à variabilidade anatómica, à complexidade da rede de limpeza e à falta de visibilidade durante o procedimento, tendo o médico, na maioria das vezes, apenas como referência, uma imagem bidimensional. (Gulabivala, Patel & Evans 2005)

A evolução dos conceitos e técnicas baseou-se na análise de falhas nas diferentes etapas do tratamento, no estudo das paredes e “*debris*” de dentina e no estudo da interface entre a obturação e os tecidos dentinários. E isso perante objetivos, imperativos mecânicos e biológicos, inalterados. (Grande, Ahmed, Cohen, Bukiet & Plotino 2015)

De facto, os princípios da Endodontia moderna preconizados por Schilder consistiam em limpar, instrumentar e, por fim obturar de forma hermética o canal radicular. (Narayan et al., 2012)

Face ao aparecimento de novos instrumentos, combinando novas ligas metálicas e desenhos, é fundamental que ocorra igualmente, a atualização dos conhecimentos

porforma a acompanhar esta mudança. Qualquer tratamento endodôntico deve ser precedido por um profundo conhecimento da anatomia, tanto da câmara pulpar como do sistema de canais radicular sem esquecer a existência da grande multiplicidade de configurações de canais existente. (Krasner et Rankow. 2004)

Tem existido uma procura constante no sentido de encontrar o procedimento mais rápido, seguro e eficaz ao longo do tratamento endodôntico. Os primeiros instrumentos que foram desenvolvidos eram de aço inoxidável e de uso manual, contudo não se revelaram suficientemente elásticos e flexíveis, originando a ocorrência de maior número de lesões iatrogénicas.

Mais tarde, surgiram os instrumentos rotatórios em aço, de que são exemplos as brocas “*gates*” e as “*pees*” para instrumentar as porções retilíneas do canal e facilitar a preparação manual. A introdução de instrumentos mecânicos a partir do século XIX, revelou-se revolucionário na prática instrumental. (Grande et. al 2015)

Perante as dificuldades encontradas com o uso dos instrumentos existentes até data, cientistas e fabricantes procuraram desenvolver instrumentos rotatórios baseados numa nova liga designada de níquel-titânio (Ni-Ti). A superelasticidade da liga de NiTi tornou possível que durante os procedimentos houve-se uma diminuição da ocorrência de defeitos do trajeto do canal radicular, como os *zíps*, os *ledges*, e as perfurações, especialmente em canais estreitos e com curvatura acentuada. Paralelamente, esta nova liga permitiu uma maior facilidade na correta limpeza do canal, uma obturação de melhor qualidade e, por conseguinte, menor risco de fracasso do tratamento. (Grande et. al 2015)

Contudo, apesar destas vantagens, o elevado grau de curvatura do canal e a pequena secção transversal do mesmo, continuam a contribuir para a possível falha do instrumento de NiTi, face ao tipo de esforços de flexão e torção a que estes instrumentos são sujeitos durante o tratamento.

A fratura do instrumento endodôntico é uma ocorrência indesejável na prática clínica e uma das principais preocupações quando são utilizados instrumentos rotatórios. Estes podem sofrer dois tipos de fratura: fadiga flexural (cíclica) e fadiga torsional. Com o

intuito de minimizar a fratura dos instrumentos endodônticos e diminuir o tempo de trabalho, foi proposto o movimento reciprocante, usando uma única lima de NiTi. (Elngahy et Elsaka 2016)

Portanto é possível dividir os instrumentos mecânicos de acordo com o movimento que realizam: o movimento recíproco e o movimento contínuo.

Mais recentemente, foi introduzida uma alteração nas limas de níquel-titânio de movimento recíproco que consistiu numa transformação térmica da liga na qual são constituídas originando o aparecimento da liga *M-Wire*, *Gold Wire* ou *Blue Wire*. Esta nova característica é responsável pelo fato destas novas limas serem consideradas mais resistentes do que as ligas convencionais. Apesar desta característica, cada sistema tem vantagens e desvantagens, e todos permitem, quando utilizadas criteriosamente, a realização do tratamento endodôntico de forma adequada com um risco mínimo de fratura.

Todas estas inovações procuram melhorar a prática endodôntica, permitindo que o tratamento se realiza de forma mais rápida possível respeitando as necessidades de limpeza e desinfecção dos canais radiculares e evitando a fratura dos instrumentos.

Na primeira parte deste trabalho, vamos estudar o planeamento endodôntico, lembrar as bases e explicar a preparação químico-mecânica. Numa segunda parte, vamos descrever a evolução instrumental, a passagem de instrumentos manuais para instrumentos mecânicos, as diferentes fraturas e movimentos cinemáticos. Numa terceira parte, vamos descrever diferentes sistemas mecânicos. E, para terminar, vamos comparar três diferentes sistemas numa experiência com um bloco de aço inox.

II. DESENVOLVIMENTO

1.1 Anatomia do Endodonto

1.1.1 Sistema do canal radicular

O espaço que contém tecido pulpar, ou seja, o sistema canalar, é dividido em duas porções: a câmara pulpar, localizada na coroa anatômica do dente; e os canais radiculares. (Ahmed, Versiani, De-Deus, & Dummer 2017)

Câmara pulpar

A câmara pulpar é limitada inferiormente pelo pavimento pulpar nos dentes multirradiculares e a sua morfologia interna reproduz, em tamanho reduzido, a morfologia externa da coroa dentária. Esta encontra-se delimitada lateralmente por paredes e coronalmente pelo teto da câmara pulpar estabelecendo inferiormente comunicação inferiormente com o(s) canal(ais) radiculares. (Ahmed et al., 2017)

A polpa dentária está contida numa câmara rígida composta por dentina, que é simultaneamente, um suporte e uma proteção em relação ao ambiente oral rico em microbianos. O conhecimento da função pulpar normal, dos seus componentes e a sua interação, é necessário para perceber as mudanças que ocorrem nas lesões pulpares. Na polpa existem células de defesa necessárias para o reconhecimento inicial e para provocar uma reação imunitária. A polpa dentária depende do sistema nervoso autónomo e apresenta nervos sensoriais, que lhe permitem cumprir as suas funções vasomotoras e defensivas. (Yu et Abbott 2007)

Ao nível dos molares, as paredes da dentina (incluindo o teto e o chão) são convexas em todas as direções e conferem à câmara pulpar uma aparência "fusiforme" e as aberturas dos canais uma forma de funil. (Bronnec, 2006)

O acesso à câmara pulpar é de grande importância para a identificação dos canais e para o tratamento endodôntico. A existência de calcificações e zonas socavadas de dentina podem constituir um obstáculo à entrada de alguns canais radiculares. (Nallapati S., 2010)

O tamanho e a localização dos orifícios de entrada do canal radicular também dependem do tipo de dente, sendo mandatória a eliminação de quaisquer interferências para permitir uma melhor visualização contudo esta deve ser a mais conservadora possível. (Arbona & Martin, 2011)

O pavimento da câmara de cada dente determina o tipo de acesso a ser realizado. No entanto, uma vez que cada dente representa uma entidade única, deverão ser sempre feitas modificações especiais que estejam adaptadas às características individuais de cada dente. Esta fase, embora essencial no tratamento endodôntico é, por vezes, mal controlada por alguns dentistas. (Nallapati S., 2010)

O conhecimento da lei da centralidade ajudará a evitar perfurações da coroa numa direção lateral.

- Lei da junção cimento esmalte: o CEJ é a mais consistente e repetitiva marca para localizar a posição da câmara pulpar.
- Lei da centralidade: a câmara pulpar está localizada no centro do dente, no nível da junção cimento esmalte.
- Lei de concentricidade: as paredes da câmara pulpar são sempre concêntricas à superfície externa do dente, ao nível da junção cimento esmalte. (Krasner et Rankow. 2004)

É fundamental perceber a importância da anatomia, efetivamente, estudos mostraram que o resultado da preparação canalar depende mais da anatomia original do que do instrumento ou técnica utilizada. (Sousa neto et al., 2018)

Canal Radicular

O conhecimento da morfologia da raiz e do canal radicular é um pré-requisito para o tratamento endodôntico cirúrgico e não cirúrgico uma vez que, o objetivo deste é manter os canais livres de microrganismos. As características morfológicas das raízes são variáveis e complexas, algumas descritas como “não classificáveis” .(Ahmed et al., 2017)

Certas formas anatômicas mais complexas podem causar limitações físicas que impedem uma desinfecção adequada dos canais radiculares. Esta é uma das razões pelas quais não é possível garantir um tratamento endodôntico sem um conhecimento profundo dos detalhes internos da anatomia radicular. (Oliveira et al., 2014)

Existem configurações anatômicas consistentes e identificáveis da câmara pulpar e do pavimento da câmara pulpar .(Krasner et Rankow 2004)

A constrição apical

A constrição apical é uma barreira natural que representa o menor diâmetro do canal radicular ao nível da zona apical. Esta localiza-se entre 0,5 e 1,5 mm dentro do forâmen apical e representa a parte mais estreita do canal radicular. Portanto, a constrição apical parece ser o limite apical ideal para ser usado como suporte ao material obturador e evitar o seu extravasamento. (Laslami et al., 2018)

1.1.2 Modificação com a idade

Com a idade, a distribuição de nervos e a vascularização da polpa tende a diminuir tornando-se esta mais fibrosa e menos celular. Esta revela-se menos eficaz no desenvolvimento de uma reação de defesa face a uma agressão. No entanto, a permeabilidade da dentina diminui com a idade, como resultado de uma redução progressiva do diâmetro tubular resultante da produção de dentina terciária e um aumento da formação de dentina peritubular. Esta alteração fisiológica proporciona um ambiente mais protetor para a polpa respeitando as necessidades de limpeza endodôntica. (Yu et Abbott 2007)

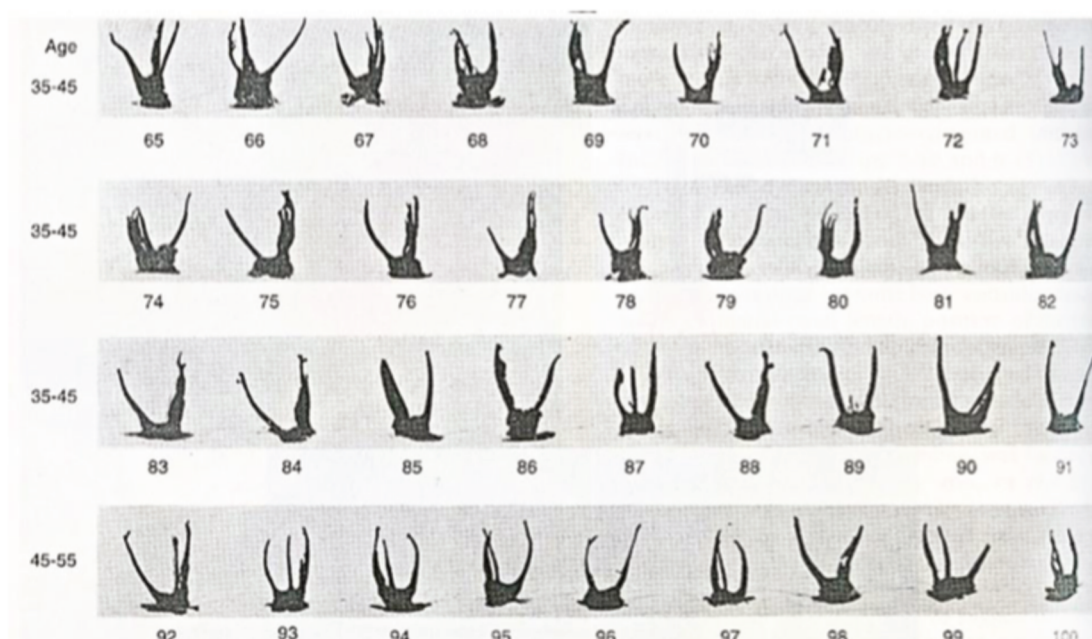


Figura 1 Complexidade da anatomia canalar e modificação com a idade (Hess, 1925)

1.2 Preparação químico-mecânica do sistema de canais radiculares

1.2.1 Objetivo do tratamento endodôntico:

O objetivo do tratamento endodôntico é a prevenção ou o tratamento da lesão periapical ou, mais precisamente, a prevenção ou eliminação do foco de infecção microbiana do sistema de canais radiculares. A lesão da polpa pode ativar os nervos sensoriais intrapulpares, causando alteração da hemodinâmica da microcirculação. Portanto, o tratamento endodôntico pode ser realizado em dentes com pulpite irreversível ou necrose pulpar, com o objetivo de prevenir o aparecimento de uma periodontite apical ou, no caso de dentes que apresentam já periodontite apical, é a abordagem de eleição para a sua resolução. (Gulabivala et al., 2005 ; Yu et Abbott 2007)

A limpeza e preparação do canal radicular são os passos mais revelantes com vista à obtenção de um canal desinfetado canal, os quais são realizados através da utilização de protocolos químico-mecânicos. A obtenção de uma preparação com conicidade crescente desde a porção apical até à porção mais coronária do canal radicular é um requisito indispensável. (Ousni et al., 2017 ; Haapasalo et al., 2005)

Durante a fase de instrumentação podem ocorrer algumas complicações que podem agravar o desconforto do paciente. Efetivamente, durante a instrumentação, fragmentos de dentina, de tecido pulpar, de tecido necrótico, microrganismos e solução irrigante intracanal, podem ser extruídos através do foramen apical podendo originar dor. (Singbal, Jain, Raja & Hoe 2017)

1.2.2 Imperativos biológicos

1.2.2.1 Eliminação do conteúdo do sistema de canais radicular

Os microrganismos desempenham um papel essencial na iniciação, progressão e persistência da lesão apical. Portanto, a terapia endodôntica visa eliminar bactérias do canal radicular infetado e prevenir a reinfeção. (Krajczar 2012).

A limpeza efetiva e instrumentação do sistema de canais radiculares são essenciais para responder aos objetivos biológicos e mecânicos. No entanto, atualmente não existe nenhum instrumento capaz de limpar todo o sistema de canais radiculares, especialmente a porção apical dos canais radiculares, sendo a eficiência da limpeza nesta zona do canal radicular limitada. Esta situação, deve-se principalmente, a diferentes fatores, como sejam a anatomia dos canais radiculares, a existência de curvaturas, istmos, reentrâncias e ramificações, que dificultam o desempenho do instrumento e podem deixar restos de tecidos e bactérias. (Burklein, Hintschitz, Dammaschke e Schafer 2012 ; De Carvalho et al., 2016)

De acordo com o estudo de Paque, Zehnder, & De-Deus (2011), verificou-se que, após instrumentação, 35-53% da superfície do canal radicular permanece não instrumentada.

Segundo Peter (2004), a superfície não instrumentada ao longo de todo o comprimento do canal varia entre 9,6% e 47,6%.

O verdadeiro papel dos instrumentos é a obtenção de preparação cônica do canal radicular que permita a entrada de soluções de irrigação na maioria da totalidade do canal radicular. (Peter 2004 ; Paque, 2011)

1.2.2.2 Desinfecção

A preparação mecânica por si só não é suficiente para erradicar as bactérias e endotoxinas presentes no canal radicular. É necessário combiná-la com o uso de soluções químicas auxiliares, de que são exemplo o hipoclorito de sódio (NaOCl) e a clorohexidina (CHX), para obter uma desinfecção eficaz. (Marinho, Martinho, Gonçalves, Rabang & Gomes. 2014)

A eficácia de limpeza dos irrigantes é função do tempo de atuação destes. (Paque et al 2011)

A irrigação é, portanto, fundamental para a remoção dos detritos dentinários gerados durante a instrumentação e que se acumula nos canais radiculares em consequência da instrumentação dos mesmos. (Difiori 2007 ; Gulabivala, Patel & Evans 2005)

1.2.3 Imperativos mecânicos :

Um dos principais imperativos mecânicos durante a preparação do canal radicular é preservação do foramen apical no que diz respeito ao seu diâmetro e posição inicial. Este deverá manter e conservar um diâmetro apical o mais estreito possível, a fim de evitar qualquer tipo complicação, como aparecimento de uma perfuração, um “zíp” ou o transporte do forâmen apical. (Laslami et al., 2018)

Enquanto as superfícies radiais das limas, utilizadas durante a instrumentação do canal radicular, exercem um efeito de alisamento das paredes de dentina do canal radicular, a ponta ativa destes instrumentos parece remover os fragmentos de dentina e os restos de polpa em direção ao exterior. (Peters et al., 2013)

Santos, Bahia, Las Casas & Buono em 2014, alerta para a existência de uma forte relação entre o desenho da secção transversal da lima e a distribuição da força do tipo flexão e de torção. (Santos et al., 2014)

1.2.3.1 Respeito pelo trajeto original do canal radicular.

Atualmente recomenda-se, que a instrumentação e a obturação não excedam o espaço do canal radicular. (Laslami, Dhoum, El Harchi & Benkiran 2018)

A abordagem do canal deve ser o menos invasiva possível, minimizando o risco de transporte, de formação de ledges, respeitando a forma irregular do canal radicular. (Berutti et al., 2012)

De acordo com diferentes estudos, um aumento no diâmetro apical dos canais é encorajado. Permitindo depois uma melhor irrigação e obturação. (Peters et al., 2013)

O “*glide path*” é um conceito definido como um trajeto que, embora possivelmente estreito, se dirige desde a porção coronária do canal do canal radicular até ao orifício do ápex radiográfico. A manutenção de um glide path é fundamental para a passagem dos instrumentos de uma forma mais suave com menos resistência. (Singbal et al 2017, Silva et al., 2015)

1.2.3.2 Preservação da estrutura apical

A remoção de quantidades importante de dentina compromete a sobrevivência dos dentes. A resistência dos dentes tratados endodonticamente está diretamente relacionada com a quantidade de estrutura dentária remanescente. (Zinge et Patil 2017)

Durante a preparação de um canal curvo, a ocorrência de transporte pode representar uma complicação no tratamento. O conceito de transporte é definido, pela Associação Americana de Endodontia, como a remoção de estrutura dentinária da parede externa do canal radicular ao nível da sua metade apical. Este fenómeno ocorre devido à tendência que as limas apresentam de retomarem à sua forma linear original durante a preparação canal radicular. Este desvio pode levar a uma remoção inadequada e importante da dentina, podendo resultar em fratura ou simplesmente numa forma inadequada do canal radicular podendo esta via a ter consequências na obturação. A capacidade de um instrumento permanecer centrado no interior do canal radicular representa uma característica vantajosa. (Kandaswamy, Venkateshbabu, Porkodi & Pradeep 2009; Vallaeys, Chevalier, Arbab-Chirani 2014; Sousa Neto et al., 2018)

1.3 Evolução instrumental

1.3.1 Instrumentos manuais

No passado, a preparação canalar era feita com instrumentos em aço inoxidável que apresentam uma tendência natural para transformarem os canais curvos em canais retos. Esta situação tem origem na rigidez da liga metálica de que são constituídas as limas e que não lhes permite seguir a trajetória original curva dos canais radiculares. (Ousni et al., 2017; Kuzekanani 2018)

A American Dental Association estabeleceu que a conicidade das limas endodônticos é de 0,02mm, variando esta 0,05 mm entre cada uma das limas. Existem limas com três

tipos de conicidades diferentes: limas com conicidade constante, limas de conicidade crescente (do apical ao coronal) e limas com conicidade decrescente.

A conicidade crescente aumenta a flexibilidade dos instrumentos, enquanto a conicidade decrescente torna as limas muito mais rígidas. (Wu et al., 2015)

Várias técnicas têm sido propostas para a preparação do canal radicular, das quais se destacam a técnica corono-apical e a apico-coronal (Govindaraju et al., 2017):

- Na técnica corono-apical, a porção coronária do canal é preparada antes de determinar o comprimento de trabalho. O canal é preparado sequencialmente a partir da extremidade coronal até ao comprimento total de trabalho, o qual é determinado após o pré-alargamento coronal.
- Na técnica apico-coronal, o comprimento total do canal é determinado e de seguida é estabelecido o comprimento de trabalho. O comprimento total do canal é, então, preparado sequencialmente, aumentando o seu diâmetro até que a forma final seja estabelecida.

Apesar das diferenças entre estas técnicas, a incidência de erros ao longo dos procedimentos, nomeadamente *ledges*, *elbows*, *zipping*, *strippings* e perfurações, permanece relevante. (Ousni et al., 2017)

Na fase inicial do aparecimento dos instrumentos mecânicos, havia um maior risco de fratura, quando comparado com os instrumentos manuais. (Coelho et al., 2018)

Apesar do aparecimento dos instrumentos mecânicos, é essencial conhecer e usar instrumentos manuais. Para minimizar a ocorrência de complicações iatrogénicas, os instrumentos de aço inoxidável pré-curvados (limas geralmente de diâmetro 6, 8 e 10 e com conicidade de 0,02mm) devem ser usados para explorar o sistema de canais radiculares. Desta forma é assegurado a “*glide path*”, que consiste na verificação da existência de um espaço suficiente para um uso posterior de instrumentos mecânicos. Uma vez que a permeabilidade do canal é obtida, a introdução do primeiro instrumento mecânico é então possível com maior segurança. (Jain 2017 ; Di fiori 2007)

1.3.2 Instrumento Ni-Ti

1.3.2.1 Características Gerais

Em 1988, foram introduzidos os instrumentos para preparação do canal radicular fabricados em liga de níquel-titânio (NiTi). Estes instrumentos foram introduzidos para superar a rigidez do aço inoxidável. (Patil, Saraf, Penukonda, Vanaki & Kamatagi 2017) Isto permitiu uma grande melhoria da qualidade da instrumentação e dilatação dos canais radiculares. A maioria dos sistemas de instrumentos de níquel-titânio funciona de maneira descendente com movimentos de rotação push-pull. (Koçak et al., 2013)

A superelasticidade e a memória de forma desses instrumentos, reduzem a possibilidade de transporte do canal e economizam tempo na prática clínica. (Kuzekanani 2018)

Os instrumentos de NiTi apresentam duas a três vezes mais elasticidade na flexão e torção e são mais resilientes, em comparação com limas de aço inoxidável. (Ponti, McDonald, Kuttler, Strassler & Dumsha 2002)

O NiTi é uma liga metálica com memória de forma superelástica que, quando flexionada, sofre uma transformação martensítica a partir da sua estrutura austenítica, e se for aplicada força excessiva atingirá o seu limite elástico e fratura. (Di flore et al 2007).

É bem conhecido que a natureza da liga e o processo de fabricação afetam grandemente o comportamento mecânico dos instrumentos. (Goo et al., 2017)

As características dos instrumentos em liga de NiTi, nomeadamente a secção transversal, as arestas de cortes, o diâmetro, o número de instrumentos, a distância entre as espiras e tipo de tratamento térmico da liga, foram modificados para melhorar ao máximo estes instrumentos. (Alcalde et al., 2017 ; Kuzekanani 2018)

As ligas de Ni-Ti convencional usadas no tratamento do canal radicular contêm aproximadamente 55% de Ni e 45% de Ti. (Montalvão, Alçada, Braz Fernandes, & de Vilaverde-Correia 2014)

A maioria dos instrumentos de NiTi rotativos tem ângulos de corte neutros ou lâminas de corte ativas com ângulos de corte positivos. (Schafer et Oitzingur 2008)

1.3.2.2 Secção transversal dos instrumentos

A secção de transversal pode ser de forma variável (quadrada, triangular, em forma de S) e o seu centro de simetria pode coincidir, ou não, com o centro de rotação do instrumento. A secção do instrumento influencia:

- A distribuição da pressão no instrumento durante a preparação canalar. (Medha et al., 2014);
- A rigidez (Berutti, Chiandussi, Gaviglio & Ibba 2003);
- A eficiência de corte (Berutti et al., 2003);
- Eliminação dos detritos dentinarios. (Schäfer et al., 2006);

Segundo alguns estudos, existe uma correlação inversa entre a resistência à fadiga cíclica e a quantidade de massa de metal da secção transversal dos instrumentos. Os instrumentos com uma área de secção transversal grande têm uma alta resistência à torção e baixa resistência à fadiga cíclica. (Pedullà, Grande, Plotino, Gambarini, & Rapisarda 2014 ; Kaval et al., 2017)

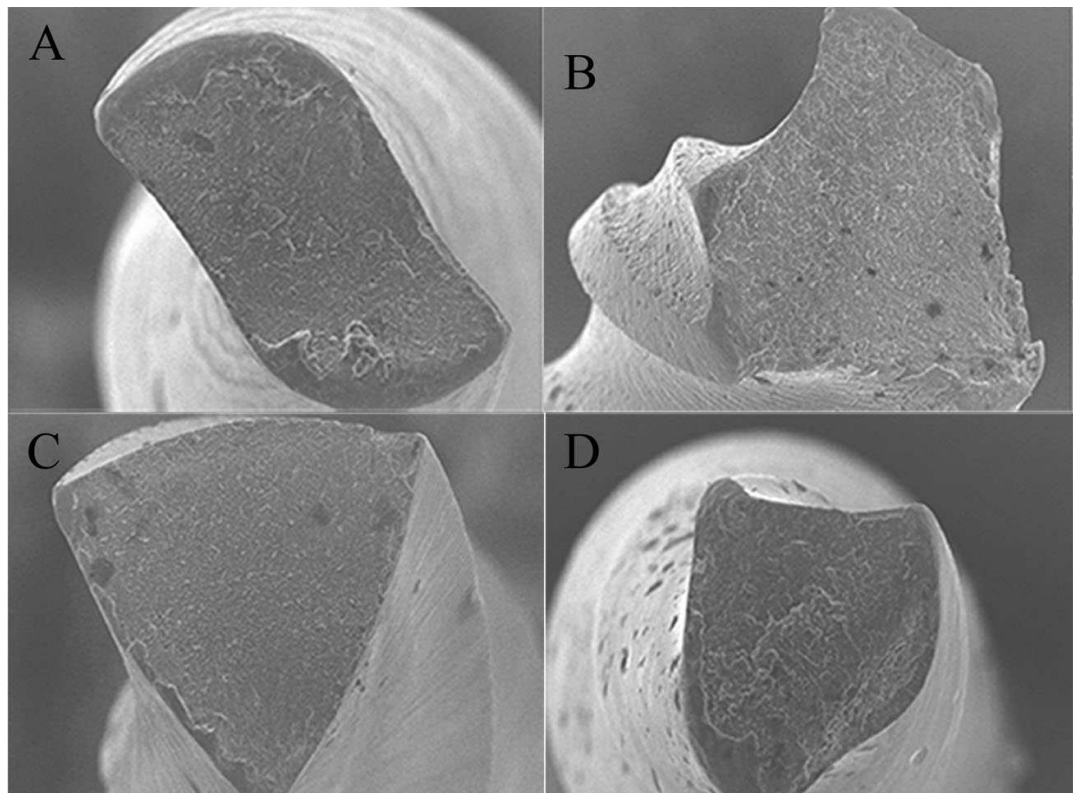


Figura 2 - Diferentes tipos de secção transversal (Capar, Ertas & Arslan 2014)

1.3.2.3 Diâmetro

Os estudos que comparam a resistência à fadiga de instrumentos rotatórios NiTi de diferentes diâmetro e desenhos, revelou que instrumentos com maior diâmetro são mais suscetíveis a fratura por fadiga. Num instrumento com um maior diâmetro e conicidade, o torque gerado durante a rotação aumenta e o tempo de fratura diminui. (Difiori 2007)

1.3.3 Propriedades

1.3.3.1 Liga de NiTi

O desenvolvimento das ligas NiTi, por meio de novos processos termomecânicos ou novas tecnologias de fabrico A liga de NiTi, depende da sua microestrutura. (Ye & Gao 2012)

Esta pode existir sob a forma cristalina austenítica ou martensítica. Quando na forma austenítica, a liga de NiTi é sólida e dura enquanto na fase martensítica e fase R esta liga apresenta-se macia e facilmente deformável. As características mecânicas do NiTi são influenciadas pelas composições das três fases. A liga NiTi convencional fica na fase austenítica. (Shim et al., 2017; Goo et al., 2017)

1.3.3.2 Tratamento térmico das ligas de NiTi

Durante o fabrico, as limas Niti sofrem um tratamento térmico que vai ser determinante nas suas diferentes fases estruturais. A liga NiTi possui três diferentes fases microestruturais dependentes da temperatura do fabrico: austenita, martensita e fase R. (Jordan & Rocher 2009)

No entanto, os tratamentos termomecânicos podem manter a liga na fase de martensita, fase R ou uma fase mista, dependendo da temperatura de transformação. (Shim et al., 2017)

O comportamento mecânico destas ligas é explicado por uma mudança na fase cristalográfica sólida de austenita para martensite, sem qualquer variação química. Os dois sistemas cristalinos têm volumes diferentes quando sujeitos a deformação termoelástica reversível. (Shim et al., 2017)

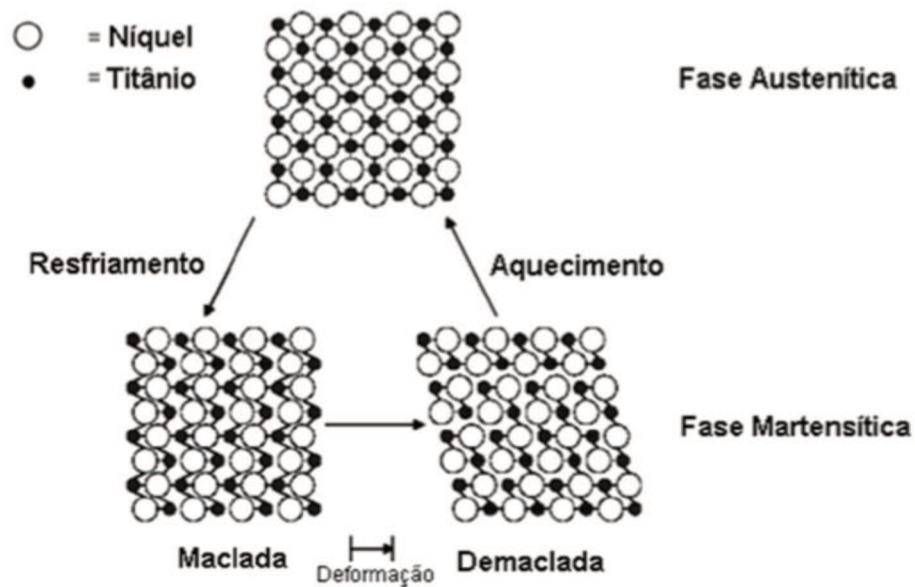


Figura 3 - Estrutura cristalina na mudança de fase na liga de memória de forma (Srinivasan e Mc Farland 2001)

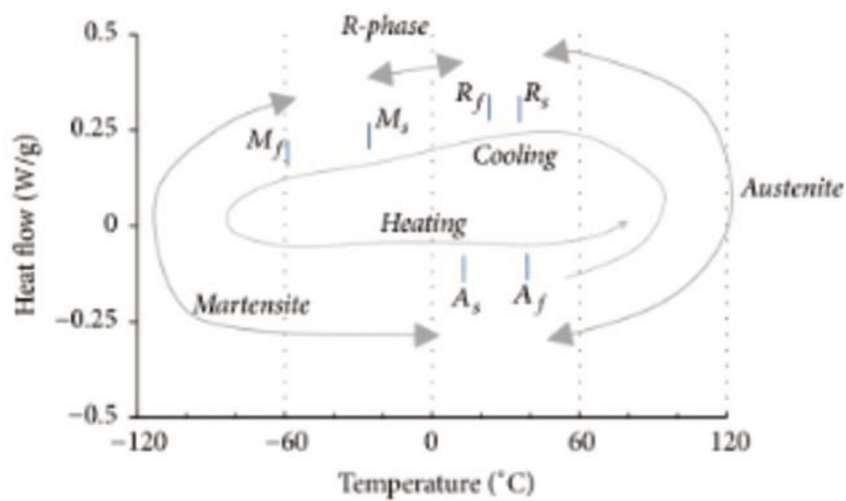


Figura 4 - Os diferentes fases em função da temperatura e da força (Shim et al.,2017)

Por exemplo, a liga *M wire* compõe-se de uma mistura de fases austenita e martensita estável. A presença do componente martensítico melhora as propriedades de resistência. (Ousni et al., 2017)

O tratamento termomecânico aumenta a resistência à fadiga cíclica e a capacidade de deformação das limas. As propriedades das ligas de NiTi dependem das temperaturas nas quais essas mudanças de fase ocorrem. A composição química (relação Ni / Ti) e a estrutura da liga (usinagem, tratamento superficial) determinam a temperatura na qual as fases se alteram. (Ceyhanli et al., 2015)

1.3.3.3 Diferentes tipos de ligas de NiTi

Existem diferentes tipos de ligas de NiTi tratadas termicamente: *M-wire*, *R-phase* e *CM-wire*, *gold wire*, *blue wire*. (Goo et al., 2017)

O tratamento das limas pode incluir eletropolimento, *eletro-discharge machining* e protocolos térmicos. (Lopes 2013; Azim, Tarrosh, Azim & Piasecki 2018)

O NiTi convencional é cerca de 44,4% menos flexível em relação ao *M-Wire* e 14,0% menos resistente à torção. (Bonessio et al., 2014; Ceyhanli et al., 2015)

Os instrumentos NiTi na liga *M- Wire* são sujeitos a um tratamento térmico realizado na fase de pré-produção. Os instrumentos *GOLD-Wire* são submetidos, por sua vez, ao tratamento térmico após a sua produção seguido do qual estas vão arrefecer lentamente. Este novo método de tratamento térmico melhora a elasticidade e a resistência à fadiga cíclica. (Yılmaz e Özyürek 2017)

1.3.3.4 Memória de forma

Os avanços na tecnologia e nos processos do fabrico das limas resultaram numa nova geração de instrumentos de NiTi, com melhor flexibilidade e resistência à fadiga cíclica, graças a um tratamento térmico. (Gambarini et al., 2012)

Os instrumentos de NiTi têm a capacidade de manter uma configuração inicial predefinida e retornar a ela após a deformação, se submetidos a ciclos térmicos ou mecânicos apropriados. Essa propriedade é traduzida por dois comportamentos característicos: superelasticidade e memória de forma. (Goo et al., 2017)

1.3.3.5 Superelasticidade

A elasticidade e flexibilidade das limas rotatórias de NiTi reduzem os erros iatrogénicos que podem ocorrer com um uso inadequado das limas manuais de aço inoxidável em canais radiculares curvos. (Kuzekanani 2018)

De facto, a superelasticidade das limas rotatórias de NiTi permite a diminuição das forças laterais exercidas nas paredes do canal, especialmente em canais severamente curvos reduzindo, assim, o risco de realização de um falso trajeto, mantendo a forma original do canal radicular. (Berutti et al., 2012, Goo et al., 2017)

A superelasticidade é verificada quando, perante uma tensão constante sobre a lima, ocorre uma grande deformação desta com carácter reversível. Esta ocorre da seguinte forma: as ligas de NiTi convencionais encontram-se em repouso na fase austenítica (é uma fase sólida). Perante a ativação da liga de NiTi na fase austenítica, produz-se uma deformação elástica que segue o comportamento de uma função linear de tensão / deformação na qual o declive da curva representa o módulo de elasticidade (figura 4). A fase martensética, de super elasticidade, surge devido à transformação ao nível cristalográfico. (Santos et al., 2014)

Quando a totalidade da liga de NiTi, perante uma tensão constante, mudou para a fase martensítica corresponde ao momento em que o final do domínio superelástico foi atingido. (Santos et al., 2014)

O material pode suportar uma alta deformação e voltar a sua posição inicial após a remoção do *stress*. (Jordan et Rocher 2009; Shim et al., 2017)

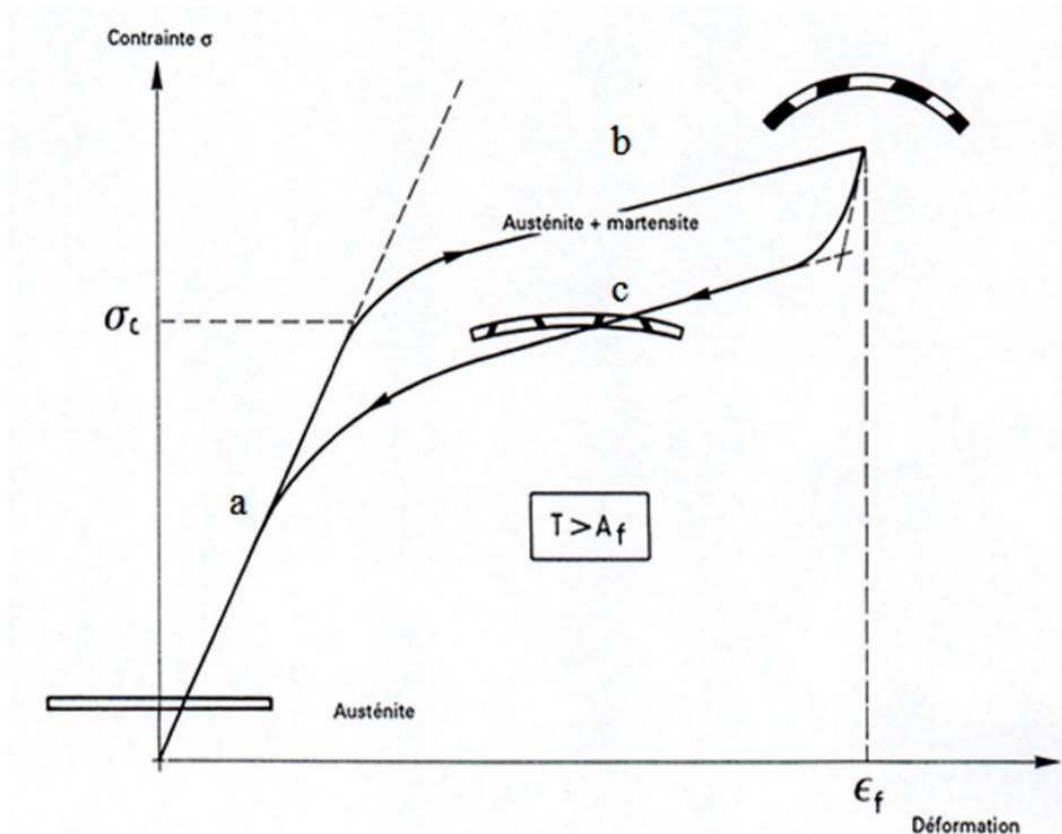


Figura 5 - Um gráfico representando o comportamento elástico (Jordan et Rocher 2009)

1.3.3.6 Flexibilidade

Os instrumentos de NiTi são duas a três vezes mais flexíveis que os instrumentos de aço inoxidável. Os instrumentos de aço devem ser pré-curvados para respeitar a trajetória do canal. (Berutti et al., 2013)

A alta flexibilidade do Ni-Ti permite que o instrumento respeite a trajetória do canal e evite a rectificação desta trajetória. (Zou & Pung 2013)

As limas rotatórias em Niti apresentam flexibilidade e capacidade de corte significativamente melhores e apresentam maior qualidade na preparação de canais de radiculares com baixo risco de desvio da trajetória inicial e maior resistência à fratura por fadiga cíclica e torcional. (Duque & al 2017)

Alguns estudos mostram que a liga de NiTi, com menor percentagem de peso em níquel, tem maior flexibilidade do que a liga convencional de NiTi. (Goo et al., 2017)

Tem sido relatado que, o aquecimento adicional dos instrumentos NiTi pode aumentar a sua flexibilidade e microdureza. (Bulem, Kececi e Guldaz 2013)

A flexibilidade é inversamente proporcional ao diâmetro e à conicidade, ou seja, esta diminui se o diâmetro ou conicidade da lima aumentar. Os instrumentos devem ser suficientemente flexíveis para evitar o risco de desvio da trajetória inicial do canal radicular. (Azim et al., 2018)

1.3.3.7 Eficiência de corte

Um aspeto importante dos instrumentos endodônticos de NiTi a eficiência de corte. (Gambarini et al., 2014)

Esta é uma propriedade funcional básica dos instrumentos endodônticos frequentemente associada à remoção da dentina e à forma canalar obtida. (Peters et al., 2013)

A capacidade de um instrumento para remover eficientemente a dentina depende de diferentes parâmetros, incluindo a secção transversal e o design da ponta, a dureza da liga e processos de fabricação, o tratamento térmico e o acabamento da superfície dos instrumentos. A eficiência de corte depende, também, do tipo de movimento efetuado pelo instrumento. (Gambarini et al., 2014; Plotino, Ahmed, Grande, Cohen & Bukiet 2015)

No entanto, quando avaliamos a eficiência de corte dos instrumentos rotatórios, temos a considerar a dureza da liga. Em termos de limpeza do canal radicular, vários estudos apontam para que, instrumentos com lâminas de corte com ângulo ativo apresentam melhores resultados. Assim, o desempenho dos instrumentos rotatórios de NiTi em relação à sua capacidade de limpeza, parece estar intimamente relacionado com a sua eficiência de corte. (Schafer & Oitzingur 2008)

1.3.3.8 Extrusão apical de detritos

A extrusão apical de detritos, é uma das causas de dor e desconforto que pode surgir no pós-operatório. A reação inflamatória provocada pela extrusão apical pode causar reabsorção óssea, edema e dor pós-operatória. (Singbal et al., 2017)

A quantidade de detritos que são estruídos, é influenciada pelo tipo e quantidade de solução de irrigação usada, pelo diâmetro das limas, técnica e tipo de instrumento utilizados. (Singbal et al., 2017)

Existem dois tipos de fatores que podem causar extrusão. Segundo Yan Lu et al., (2015) temos, em primeiro lugar, fatores físicos naturais, entre os quais se destacam a anatomia da constrição apical, a dureza da dentina e a quantidade e momento de irrigação. Em segundo lugar surgem os fatores mecânicos, como a seleção do diâmetro do instrumento final, a técnicas de instrumentação escolhida e o tipo de solução de irrigação bem como a quantidade utilizada. (Singbal et al., 2017).

Existem vários estudos que relatam efeitos favoráveis vantajosos na utilização de instrumentos rotatórios em NiTi em comparação com técnicas convencionais (Uzunoglu et Turker 2019).

Os instrumentos de níquel-titânio (NiTi) demonstraram que extruem menos detritos do que as limas manuais de aço inoxidável. (Hou, Su & Hou 2017)

Em conclusão, a dor pós-operatória pode surgir como resultado de instrumentação inadequada, extrusão de soluções de irrigação, oclusão traumática, canais que não são identificados, existência de dor pré-operatória e extrusão de restos apicais. (Keskin & Sariyilmaz 2018)

Segundo Hou Su Hou (2017), a origem da extrusão de detritos multifatorial. Para além do próprio procedimento de preparação do canal radicular fatores como o protocolo de irrigação, o diâmetro apical final, o tempo, a técnica e desenho de instrumento utilizado podem promover a extrusão de detritos

1.4 Fratura

O design do instrumento pode afetar a sua suscetibilidade à fratura. É por essa razão que, a caracterização dos parâmetros de risco é imperativa para cada novo design de instrumento (Basrani, Roth, Sas, Kishen & Peters 2011).

O *stresse* mecânico dos instrumentos de NiTi é relatado principalmente devido à curvatura do canal radicular e à dureza, mas também está relacionado com a fadiga cíclica e o torque durante a preparação do canal radicular (Ferreira et al., 2017).

O desenvolvimento de fissuras nos instrumentos, que ocorre antes da fratura de um instrumento, tem um comportamento diferente quando esta resulta em consequência da fadiga torsional ou quando a mesma resulta da fadiga cíclica do instrumento. Na fratura provocada em resultado da fadiga torsional verifica-se, claramente, a formação inicial de uma fissura que subitamente dá origem a uma fratura. Por sua vez, no caso da fratura resultante da fadiga cíclica, frequentemente não existem sinais prévios de existência de uma fissura. Assim, durante a fratura por fadiga torsional existe a formação e rápida propagação de uma fissura, enquanto que no caso das fraturas em resultado da fadiga cíclica as fissuras chegam mais subitamente de forma quase imperceptível. (Tokita, Ebihara, Miyara, & Okiji 2017).

O instrumento rotatório de NiTi é submetido a constantes forças de compressão e tensão, resultando na fadiga do material e, posteriormente, na fratura sem sinais prévios de deformação plástica. (Setzer et al., 2013) A observação clínica sugeriu que a fratura do instrumento rotatório ocorre frequentemente entre os 3 a 5mm do terço apical. (Bonessio et al., 2014)

A incidência de fratura de instrumentos rotatórios em NiTi foi de cerca de 5%, dos quais 70% foram provocados por fadiga cíclica, enquanto os restantes 30%, foram atribuídos à fadiga por torção (Lopes et al., 2013).

Segundo um estudo de Wei et al, a maioria (91%) das separações foram devido à fadiga cíclica. A fadiga por torção ocorre em 3% dos casos e a combinação de ambos os tipos de fadiga surge em 6% dos casos (Coelho et al., 2018).

A maioria das recomendações dirigidas aos clínicos no que respeita à instrumentação com sistemas rotatórios de NiTi, aconselham a redução da curvatura do canal através da criação de um acesso em linha reta e a eliminação da interferência que possa existir ao nível do terço médio e coronário. (Setzer et al., 2013)

1.4.1 Fratura por torção

Quando um instrumento gira dentro do canal radicular está sujeito a diferentes forças. Num canal curvo, o maior risco está relacionado com a fadiga cíclica enquanto que, num canal estreito, a tensão torsional é o maior fator de preocupação (Coelho et al., 2018).

A fratura por torção, ocorre durante a preparação do canal quando uma parte do instrumento fica preso à dentina das paredes do canal radicular e o instrumento continua a girar, originando uma deformação plástica seguida de separação do fragmento do instrumento (Arslan et al., 2015, Alcalde et al., 2017).

As forças submetidas pelos instrumentos estão correlacionadas com a área de contato, ou seja, o atrito entre o instrumento e a parede do canal radicular e a carga necessária para cortar a dentina. Se o instrumento estiver parado no canal, uma tensão de torção (tensão de corte ou cisalhamento) acumula-se no instrumento, seguido por uma deformação causada pela acumulação de força que ultrapassa o limite de proporcionalidade o que, leva à deformação plástica e, em última análise, à rotura por cisalhamento (Medha, 2014, Tokita et al., 2017).

Para melhorar a resistência à torção, é possível modificar a massa metálica central do instrumento, aumentando o seu diâmetro ou a sua conicidade (Coelho et al., 2018).

No entanto, quanto maior for o diâmetro do instrumento, maior será o risco de deslocamento da trajectória inicial do canal, devido a sua flexibilidade diminuída. A seleção de um instrumento adequado é fundamental para evitar acidentes de origem iatrogénica. Assim, os instrumentos flexíveis são recomendados para canais mais curvos e os instrumentos mais rígidos são indicados para evitar fraturas por torção (Coelho et al., 2018).

1.4.2 Fratura por fadiga cíclica

A fratura por fadiga cíclica do instrumento ocorre quando o instrumento gira livremente numa zona curva do canal radicular, gerando ciclos de tensão / compressão na região de maior curvatura da lima até à ocorrência da fratura (Arslan et al., 2015; Goo et al., 2017).

A resistência à fadiga cíclica depende de vários fatores, como o diâmetro e composição da liga metálica. A fadiga cíclica que leva à fratura dos instrumentos de NiTi, representa o número de ciclos que um instrumento consegue resistir sob uma condição de carga específica antes de fraturar (Ferreira et al., 2017; Serafin, De Biasi, Franco & Angerame 2018).

De facto, a fratura ligada à fadiga cíclica começa geralmente com o aparecimento de microfissuras que surgem de irregularidades existentes na superfície do instrumento. A cada ciclo de rotação, há uma alternância entre a abertura e o encerramento das microfissuras que vão aumentando até que a fratura completa do instrumento ocorra. Essas fraturas por fadiga cíclica ocorrem sem deformação permanente prévia (De-Deus, , Moreira, Lopes & Elias 2010 ; Sekar et al., 2016).

O comportamento e as análises do *stress* induzidos para fadiga nos instrumentos, são ilustrados na figura 5.

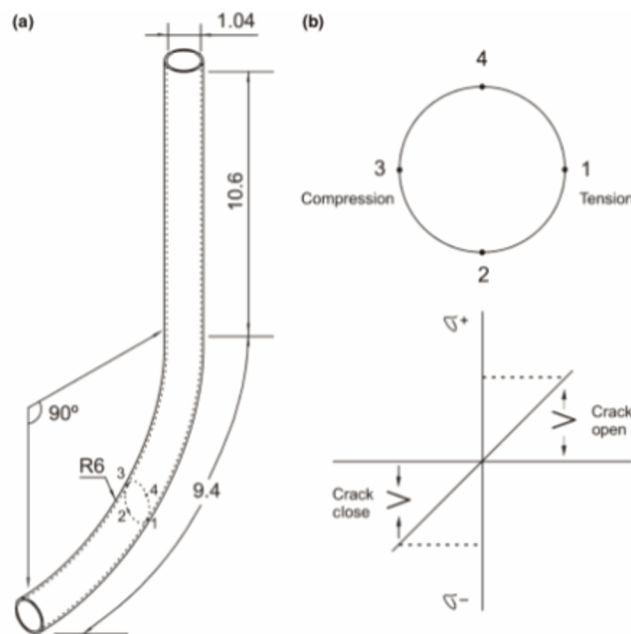


Figura 6 - Desenho esquemático que mostra a propagação da fratura quando é submetido a um movimento recíproco (De deus et al., 2017).

No ponto 1, a parte convexa do instrumento é submetida a tensão de tração e a microfissura é então aberta.

No ponto 3, a parte concava do instrumento encontra-se sob *stress* compressivo e a microfissura está fechada. Quando a parte do instrumento no ponto 1 gira 180 graus, a posição muda para o ponto 3 e o material é submetido a um esforço de compressão e a microfissura que estava anteriormente aberta vai ser encerrada. Por outro lado, quando o ponto 3 gira 180 graus, ele sofre *stress* de tração no ponto 1.

A cada ciclo, a tensão máxima de tração ocorre no ponto 1 e a máxima tensão de compressão ocorre no ponto 3. Qualquer instrumento fratura após um determinado número de ciclos de tração / compressão representando este o seu limite de fadiga.

Quando a velocidade de rotação aumenta, o tempo médio de fratura do instrumento diminui, mas o número de ciclos não muda (De deus et al., 2010).

Em conclusão, a fadiga cíclica ocorre como resultado dos ciclos de compressão- tração alternados, aos quais as limas de NiTi são submetidas, principalmente, na região de máxima curvatura do canal radicular (Pedulla et al., 2018).

Além do design do instrumento aplicado, o eletropolimento a que são sujeitos os instrumentos NiTi, diminui o número de irregularidades presentes na superfície e ajuda a diminuir o risco de separação do instrumento (Coelho et al., 2018).

Quanto mais a curvatura do canal radicular é marcada e maior é a velocidade de rotação, mais rápida será a fratura (Coelho, Rios & Bueno 2018).

A resistência à fadiga cíclica é aumentada com uma diminuição da massa central do instrumento, diminuição do diâmetro e da conicidade do instrumento (Coelho et al., 2018).

Durante a fabricação de limas endodônticas é possível melhorar a resistência ao *stresse* cíclico, mas dificilmente se consegue o mesmo no que respeita á fadiga torcional torcional, uma vez que esta já se encontra mais dependente do operador (Serafin et al., 2018).

1.4.3 Atitudes a tomar em caso de fratura

1.4.3.1 Abstenção de realização de tratamento

A fratura de um instrumento pode estar indiretamente na origem da falha de um tratamento endodôntico porque impede o acesso à porção apical do canal, a sua correta limpeza e modelagem (Simon et al., 2008).

Três situações favorecem a abstenção de realização de tratamento :

- dente vivo no pré-operatório
- desinfecção satisfatória e modelagem do canal antes da fratura
- tentativa de remoção seria mais arriscada do que benéfica

Se a opção for por uma destas condições, poder-se á proceder ao preenchimento do canal radicular na parte acessível usando uma gutta percha quente para o efeito (Simon et al., 2008).

Do ponto de vista do paciente, deixar um "instrumento fraturado dentro da raiz" pode constituir uma fonte de ansiedade para este. Por outro lado, esta situação pode ser considerada uma negligência do profissional durante a realização do tratamento (Simon et al., 2008; McGuigan et al., 2013).

1.4.3.2 Bypass

O *bypass* é indicado quando o instrumento fraturado está na região apical ou após uma zona curva do canal radicular. Nestes casos, as técnicas de remoção podem causar um remoção excessiva da dentina radicular com problemas potencialmente significativos no pós-operatório (Simon et al., 2008 ; McGuigan et al., 2013)

1.4.3.3 Remoção de instrumentos fraturados

O sucesso na eliminação do instrumento fraturado depende de diferentes fatores

- localização do instrumento fraturado,
- comprimento do fragmento e tipo de instrumento fraturado,
- natureza do dente / canal envolvido,
- técnica usada,
- competência do operador e meios técnicos de que dispõe,

O sucesso das diferentes técnicas é difícil de determinar experimentalmente. Muitas vezes uma combinação de técnicas é usada num número limitado de pacientes (Simon et al., 2008).

1.5 Sistema de lima única / *Single File*

O Sistema de lima unica foi criado com o objetivo de moldar o canal radicular com uma única lima desde o início do canal até ao final. Este tem várias vantagens: menor custo, menor tempo de instrumentação, eliminação de erros processuais usando um único instrumento, em vez de usar várias limas (Singbal et al., 2017).

Estas características, que são associadas a uma maior flexibilidade, podem melhorar a qualidade da preparação canalar, reduzindo o risco de fratura do instrumento, de desvio e de perfurações (Duque et al 2017).

Os sistemas rotatórios de lima única são classificados em dois grupos: instrumento rotatório (one shape) e recíprocante (Wave one e Reciproc) (Kuzekani 2018).

Portanto, foi concluído recentemente que a técnica de instrumentação de lima única pode simplificar os protocolos de instrumentação e evitar o risco de contaminação cruzada (Wei et al., 2017; Berutti et al., 2012).

Vários estudos mostram que a instrumentação, usando instrumentos únicos em rotação contínua ou recíproca, economiza cerca de 60% de tempo (Bürklein et al., 2014, 2012).

1.6 Cinemática dos movimentos

1.6.1 Rotação continua

Os sistemas de instrumentos NiTi rotatórios revolucionaram a preparação do canal radicular, tornando o procedimento mais rápido. Os benefícios dos instrumentos rotatórios de NiTi são a possibilidade de moldar o canal de forma mais eficiente e evitar a formação de defeitos no canal radicular, como o «ledge», a perfuração e o transporte do canal radicular curvo (Chi et al., 2016).

Embora muitos estudos realcem os benefícios do movimento rotatorio, no que concerne à extrusão de detritos de dentina, foi revelado que em canais com alta prevalência de istmos, os sistemas rotatórios com várias limas são preferíveis aos sistemas de lima única de movimento recíproco (Paque et al 2011; Yan Lu et al., 2015; Yilmaz et al 2018).

De facto, os instrumentos recíprocos parecem produzir significativamente mais detritos do que os sistemas rotatórios, no entanto, este tema continua a ser objeto de discussão. Segundo outros estudos, ambos os sistemas produzem uma quantidade semelhante de resíduos materiais (Paque et al 2011; Yan Lu et al., 2015; Yilmaz et al 2018).

1.6.2 Movimento recíprocante

Os sistemas de movimento recíprocante de lima única, possuem um movimento alternado, o que poderia contribuir para evitar a formação de *stresse* contínuo que se verifica existir nos sistemas rotatórios tradicionais gerado pelo contacto contínuo da lima com a superfície interna das paredes do canal radicular (Wei et al., 2017).

No movimento recíprocante, o instrumento gira numa direção e depois inverte a direção antes de completar um ciclo de rotação completo. Estes instrumentos possuem um efeito de corte no sentido anti-horário (SAH) e um desrosqueamento no sentido horário (SH) (Ferreira et al., 2017).

A resistência à fadiga cíclica de um instrumento é inversamente proporcional à largura do fechamento e abertura das crack na superfície. Num movimento recíproco, uma lima gira três vezes para completar uma rotação. Assim, a largura da fissura no movimento recíproco é menor (Sekar et al., 2016).

O movimento recíprocante pode apresentar-se com variações, ao nível dos movimentos e angulação efetuados, ao nível do desempenho e da resistência do instrumento à fratura, na capacidade de remoção de detritos ou na eficiência de corte, com na figura 7 (Ferreira et al., 2017; Arslan et al., 2015).

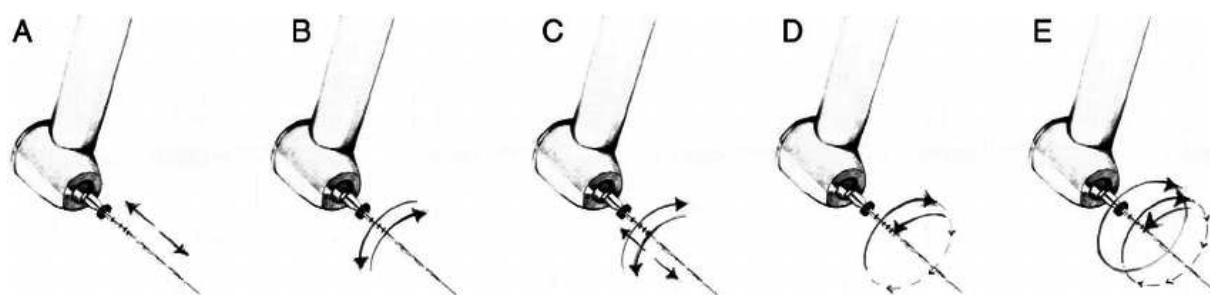


Figura 7 - Esquema representativo dos diferentes tipos de movimento recíprocante Rotação completa com oscilações verticais, (B) Movimento recíprocante com oscilações rotacionais horizontais, (C) Movimento recíprocante completo com oscilações alternadas, (D) Movimento recíprocante parcial com efeito rotacional e (E) Movimento recíprocante híbrido (Grande et al., 2015)

Mais recentemente, foi introduzida uma nova técnica de movimento alternado em que a instrumentação se efetua no sentido horário (SH) e no sentido anti-horário (SAH) com ângulos de rotação SH e SAH não pré-definidos automaticamente modificados, pelo motor, em resposta à resistência oferecida pelas paredes intra-canais. Este movimento alternado e com amplitudes diferentes favorece a redução das forças compressivas, reduzindo o risco de fadiga cíclica e torsional, sem qualquer redução significativa na eficácia de corte dos instrumentos (Gambarini et al., 2014).

Foi provado que o uso de um instrumento rotatório em movimento recíprocante prolonga a vida útil do instrumento retardando o aparecimento da fadiga cíclica. Perante esta constatação, foi proposta e testada uma nova abordagem, consistindo esta na utilização de limas rotatórias num movimento recíprocante. (Sekar et al., 2016)

1.7 Os diferentes sistemas de limas mecanizadas

1.8.1 WaveOne®

O sistema WaveOne® NiTi foi introduzido com movimento recíprocante e é fabricado com liga *M-Wire*. É composto por 3 limas de uso único: pequeno (ISO 21 ponta e 6% conicidade); primário (ISO 25 ponta e 8% conicidade) para a maioria dos canais ; e grande (ISO 40 e 8% conicidade) (Berutti et al., 2012).

O sistema WaveOne® possui uma secção transversal triangular (figura 8) com arestas convexas e vértices cortantes. A forma da secção transversal difere, ligeiramente, ao nível porção média do instrumento e apical apresentando zonas de escape nesta última. (Berutti et al., 2012 ; Ceyhanli et al 2015 ; Wu et al., 2015).

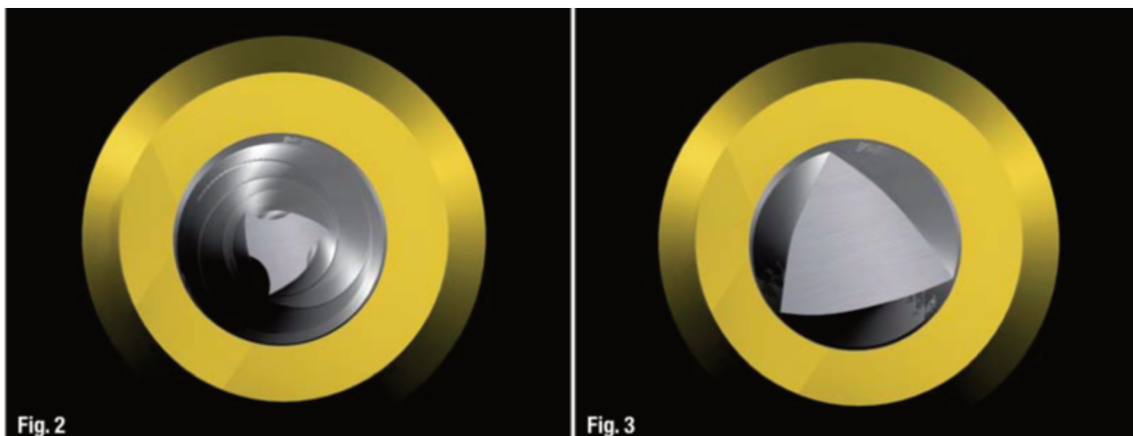


Figura 8 - WaveOne® apical e coronal secção transversal (Webber et al., 2011)

Para obter uma conicidade apical relevante e evitar uma eliminação excessiva da dentina ao nível coronário do canal, estes instrumentos apresentam uma inversão na conicidade, sendo esta máxima nos últimos três milímetros apicais. (Burklein et al., 2012)

WaveOne Gold®

O sistema WaveOne Gold® usa uma técnica de *single file* com um movimento recíprocante e é fabricado através de um processo de tratamento térmico chamado *Gold*. Esta tecnologia foi sugerida para melhorar a resistência à fadiga cíclica e a flexibilidade dos instrumentos. A sua cor dourada é o resultado de um procedimento cíclico térmico consistindo na repetição de ciclos de aquecimento lento seguidos de um arrefecimento das limas.

Este sistema apresenta diferentes tamanhos de pontas 20, 25, 35 e 45 e com uma conicidade: 0,07 ; 0,07 ; 0,06 e 0,05, respetivamente (figura 9, 10 e 11). O desenho transversal destes instrumentos é um desenho transversal em paralelogramo não centrado (De mezenes et al., 2017).

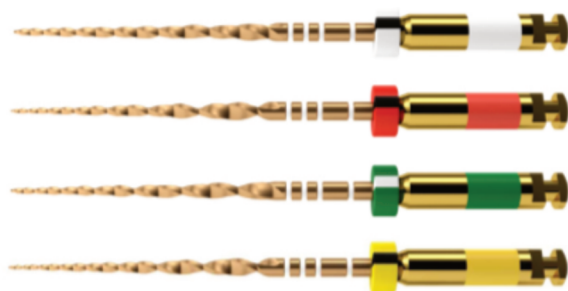


Figura 9 - Limas WaveOne Gold 20, 25, 35, 45 (Dentsply Sirona)

A resistência à fadiga cíclica da WaveOne Gold Primary® é 50% maior que Wave One Primary® e a flexibilidade da WaveOne Gold Primary® é 80% maior que Wave One Primary (Plotino et al., 2015 ; Alcalde et al., 2017)

Os ângulos desiguais SH / SCH são mais seguros e rápidos. Além disso, o instrumento possui uma hélice reversa e duas secções transversais com uma secção transversal triangular convexa (Elnaghu et Elsaka 2016).



Figura 10 - Lima WaveOne GOLD® primary (Dentsply Sirona)

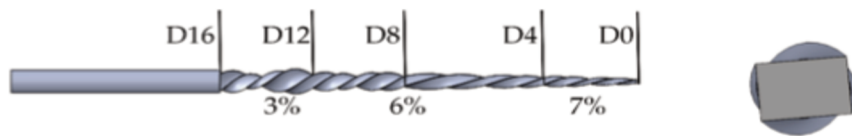


Figura 11 - Esquema de uma lima Wave one gold (Prados-Privado, Rojo, Ivorra & Prados-Frutos. 2018)

1.8.2 Reciproc®

O Sistema Reciproc® é um sistema de lima única de NiTi, feito a partir da tecnologia *M-wire*, usado num movimento recíproco (Arslan et al., 2015).

Tem um design transversal em forma de S com vértices cortantes afiados (Uzunoglu et Turker 2019).

O Reciproc tem três diferentes tamanhos de pontas 25, 40 e 50 com conicidades de 8%, 6% e 5% respetivamente. A instrumentação pode ser feita com recurso a apenas um destes instrumentos. O sistema Reciproc® também é recomendado para os retratamentos, permitindo remover qualquer material de obturação residual (Uzunoglu et Turker 2019).

Reciproc Blue[®]

O Reciproc Blue[®], uma nova tecnologia das ligas *M-Wire*, é o resultado de um procedimento térmico. Esta modificação melhora a flexibilidade, a resistência à fadiga cíclica e reduz os valores de microdureza de superfície (AlRahabi et Atta 2018)

O Reciproc[®] tem também três diferentes tamanhos de pontas 25, 40 e 50 (figura 12, 13,14) e com uma conicidade : 8% ; 6% ; 5%.

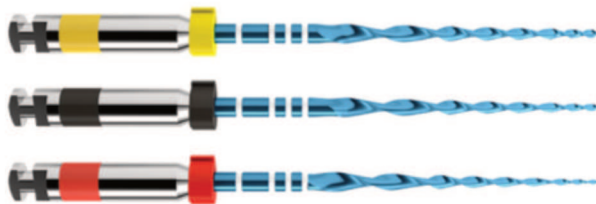


Figura 12 - Limas Reciproc Blue 25, 40, 50 (VDW 2016)

O Reciproc Blue[®] possui uma seção transversal com 2 arestas de corte em forma de S, com uma ponta inativa (Muhammad et Al-Huwaizi 2018).

O design do Reciproc Blue[®] tem o mesmo design que a versão *M-wire*. Segundo o fabricante, os Reciproc Blue[®] são duas vezes mais resistente à fadiga cíclica (Ozyurek, Gundogar, Yilmaz & Uslu 2017).



Figura 13 - Esquema de uma lima reciproc blue (Prados-Privado, Rojo, Ivorra & Prados-Frutos. 2018)



Figura 14 - Lima Reciproc Blue 25 (VDW 2016)

1.8.3. Reverso Silver®

Reverso Silver® é um instrumento de Níti convencional, da marca ACCESS. É um sistema de limas recíprocante do tipo *single file*. Tem uma ponta em forma de gota. Este sistema apresenta diferentes tamanhos de pontas 25, 40 e 50 e com conicidades de 8%, 6% e 5%, respectivamente (figura 15, 16). As limas deste sistema devem ser usadas com uma velocidade de 300rpm



Figura 15 - Limas reverso Silver 25, 40, 50 (Access)



Figura 16 - Lima reverso silver 25

PARTE EXPERIMENTAL

III. Objetivos:

Objetivos geral :

O objetivo deste estudo é comparar a resistência à fadiga cíclica das limas Reciproc Blue[®], WaveOne Gold[®] e Reverso Silver[®] quando usadas em movimento rotatório e reciprocante.

Objetivos específicos :

- Estudar o tamanho dos fragmentos vistos em cada grupo;
- Avaliar o tipo de fratura ocorrida;
- Comparar as diferentes ligas metálicas.

O estudo foi feito *in vitro* exclusivamente, com instrumentos e sem pacientes. Dada a grande variabilidade existente na forma das raízes dos dentes humanos, optou-se por utilizar neste estudo um modelo de canal radicular, permitindo, assim, uniformizar o comprimento do arco e raio.

Hipóteses de estudo :

- H0 : não há diferença significativa na resistência à fadiga cíclica entre os diferentes instrumentos testados no movimento rotatório (Reciproc Blue R25[®], Wave One Gold[®] e Reverso Silver[®])
- H1: há diferenças significativa na resistência à fadiga cíclica entre os diferentes instrumentos no movimento rotatório. (Reciproc Blue[®] R25, Wave One Gold[®] e Reverso Silver[®])
- H0: não há diferença significativa na resistência à fadiga cíclica entre os diferentes instrumentos testados no movimento reciprocante (Reciproc Blue[®] R25, Wave One Gold[®] e Reverso Silver[®])
- H1: há diferença significativa na resistência à fadiga cíclica entre os diferentes instrumentos no movimento reciprocante. (Reciprocal Blue[®]R25, Wave One Gold[®] e Reverso Silver[®])

IV. Materiais e métodos

Ao longo deste estudo, foi utilizada uma amostra constituída por um total de 40 limas de níquel-titânio de três tipos diferentes:

- A. Reciproc Blue[®]R25 D0 ISO 0,25mm com conicidade das limas de 8%
- B. Wave One Gold primary[®]D0 ISO 0,25mm conicidade de 7%
- C. Reverso Silver[®] D0 ISO 0,25mm conicidade de 8%.

Esta experiência permitiu comparar três tipos de limas diferentes compostas por ligas metálicas distintas, sendo a Reverso Silver[®] fabricada em NiTi convencional, enquanto que a Reciproc Blue[®] e a WaveOne Gold[®] são fabricadas em liga Blue Wire e em Gold Wire respetivamente.

Segundo os fabricantes, os diferentes sistemas de limas selecionados para este estudo, devem ser utilizados com movimento reciprocante, tendo cada um deles recomendada a utilização de movimentos alternados com ângulos no SH e SAH desiguais.

Visto que, este estudo, pretendeu comparar a resistência, quer à fadiga cíclica, entre os diferentes sistemas de limas em movimento rotatório e reciprocante, houve necessidade de dividir a totalidade das 40 limas de forma a formar seis grupos. Assim, foram criados dois grupos para cada um dos sistemas de limas diferente permitindo, assim, testar um grupo de limas do mesmo sistema primeiro numa cinemática rotatória e outro utilizando o movimento reciprocante. A tabela que se segue mostra a organização dos grupos criados: (Tab. 1)

Tabela 1 - Constituição dos grupos de estudo.

GRUPO	INSTRUMENTO	QUANTIDADE	MOVIMENTO
Grupo 1	WaveOne Gold primary®	7	Rotatório
Grupo 2	WaveOne Gold Primary®	7	Reciprocante
Grupo 3	Reciproc Blue R25®	6	Rotatório
Grupo 4	Recirproc Blue R25®	6	Reciprocante
Grupo 5	Reverso silver®	7	Rotatório
Grupo 6	Reverso silver®	7	Reciprocante

As limas foram testadas, num bloco de aço inoxidável com um canal radicular criado artificialmente de forma a simular o mais possível as condições clínicas reais.

Embora os blocos de aço inoxidável não representem a variabilidade anatômica de um sistema de canal radicular humano, eles têm sido amplamente usados para avaliar diferenças no desempenho de instrumentos sob condições experimentais padronizadas (Jain et al. 2017; Yılmaz & Özyürek 2017).

Os blocos metálicos foram previamente fabricados usando a técnica de usinagem assistida por computador. Assim, foi usinado um canal artificial num bloco de aço inoxidável apresentado este 21mm de comprimento, 8mm na porção reta, 2mm de profundidade, 1,5 mm de largura, fazendo uma curvatura apical de raio 5mm, comprimento de arco de 6mm e ângulo de arco de 60°. Uma placa transparente de resina acrílica foi aparafusada sobre o bloco de aço, permitindo a visualização do movimento da lima dentro do canal artificial. (Fig. 16)

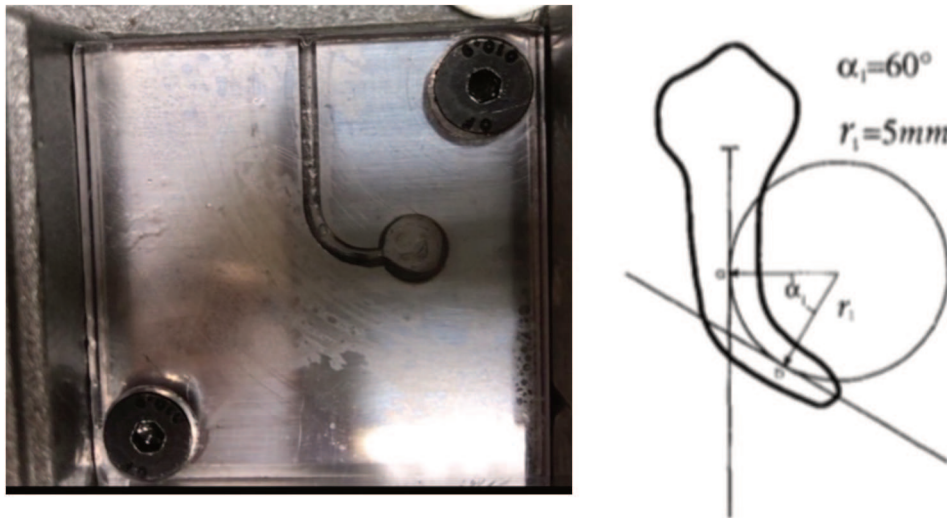


Figura 17 - Canal simulado, curvatura 60°

O bloco em aço inoxidável foi fixo a uma mesa mediante um torno mecânico e o contrângulo estabilizado num suporte construído para o efeito de forma a que a lima tivesse um ângulo de entrada paralelo ao longo eixo do canal artificial. As limas foram acionadas utilizando para o efeito um motor VDW Silver® (VDW®, Munique, Alemanha). (Fig. 18)

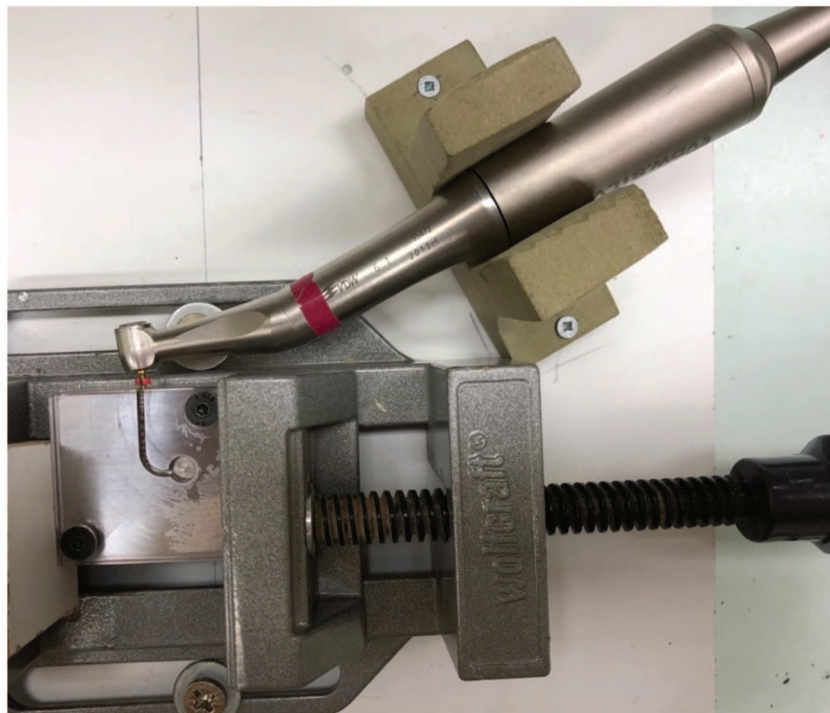


Figura 18 - Bloco de aço com o suporte

Antes de o instrumento ser acionado no interior do canal este foi pincelado com glicerina líquida (Fig 18) a fim de diminuir o atrito do instrumento contra a parede do canal e, assim também reduzir o aquecimento resultante da fricção. (Pedulla et al. 2018).

Cada instrumento foi acionado no interior do canal até a sua fratura tenha ocorrido seguindo a cinemática, torque e velocidade recomendada pelo fabricante do motor VDW Silver® (VDW®, Munique, Alemanha). Sempre que ocorreu a fratura, a placa de resina foi removida para permitir a remoção do fragmento fracturados e a limpeza dos detritos formados durante a instrumentação, seguintemente o e foi novamente pincelada com glicerina para receber a lima seguinte.



Figura 19 - Glicerina líquida e pincel

Assim, foram utilizados os seguintes programas no motor VDW Silver®:

- Durante o teste com movimento reciprocante: (Fig. 20)
 - RECIPROC ALL para as limas Reciproc Blue®, com uma velocidade de 300 rpm segundo fabricante, O ângulo de rotação de reciprocidade é 120° no sentido horário e 30° no sentido anti-horário (Ozyurek et al. 2017).
 - RECIPROC ALL para as limas Reverso Silver®, com uma velocidade 300rpm segundo fabricante. O ângulo de rotação de reciprocidade é 120° no sentido horário e 30° no sentido anti-horário.
 - WAVE ONE ALL para as limas Wave One Gold®, com uma velocidade de 350 rpm, segundo fabricante e Protaper®. O ângulo de rotação reciprocidade é 150° no sentido horário e 30° no sentido anti-horário (Ozyurek et al. 2017).
- Durante o teste no movimento com rotação continua foi escolhido o programa de forma a ter a mesma velocidade de referência segundo os fabricantes (Fig. 20)
 - PROTAPER ROTARY com uma velocidade de 300 rpm para as limas Reciproc Blue® e Reverso Silver®
 - PROTAPER ROTARY com uma velocidade de 350 rpm para as limas Wave One Gold®



O tempo que cada um dos instrumentos permaneceu dentro do canal até à sua fratura foi cronometrado.

O número de ciclos antes da fratura do instrumento, foi analisado por meio do ensaio em flexão rotativa estática, consistindo em manter o instrumento a girar no canal artificial curvo, acompanhando a sua trajetória dentro do limite elástico das limas (Lopes et al., 2013).

Assim, a resistência à fadiga cíclica de cada instrumento, foi avaliada através da medição do número de ciclos até a fratura (NCF) ocorrer. O tempo até a fratura (TTF) foi registrado e os ciclos rotatório foram registrados e a superfície dos instrumentos fraturados examinada em microscopia eletrônica de varrimento (MEV) Os instrumentos foram fotografados e as imagens gravadas para análise ulterior. (Pedullà et al., 2013)

O tempo para fratura (TTF) foi registrado em segundos para cada instrumento usando um cronômetro digital, conforme o trabalho de Pedullà et al., (2013) demonstrado no cálculo:
$$NCF = (\text{velocidade de rotação} / 60) \times \text{Tempo de fratura TTF}.$$

V. Resultados:

Os dados correspondentes aos números de ciclos até à falha dos instrumentos e a análise descritiva dos resultados, expressos em ciclos, estão evidenciados na tabela 1

Tabela 2 - Registo da média, do desvio padrao e do intervalo de confiança de 95% nos grupos WOG reciprocante (1), WOG rotatório, (2) ReversoSilver Reciprocante (3), reverso silver rotatório (4), Reciproc Blue reciprocante (5), Reciproc Blue rotatório (6).

NCF

	N	Mean	Std. Deviation	Std. Error	95% Confidence Interval for Mean		Minimum	Maximum
					Lower Bound	Upper Bound		
1	7	1415,7343	98,16886	37,10434	1324,9432	1506,5253	1297,51	1528,39
2	7	655,1671	36,02536	13,61631	621,8492	688,4850	602,18	701,34
3	6	1967,3083	73,59379	30,04454	1890,0764	2044,5403	1888,70	2076,05
4	6	916,1250	157,22522	64,18693	751,1273	1081,1227	748,15	1161,70
5	7	673,9143	104,40464	39,46124	577,3561	770,4725	540,20	835,35
6	7	358,7786	55,35494	20,92220	307,5838	409,9733	301,60	466,15
Total	40	975,6440	545,31478	86,22184	801,2439	1150,0441	301,60	2076,05

Os resultados obtidos foram submetidos ao teste de normalidade Shapiro Wilk, que indicou uma distribuição normal da amostra ($p > 0,05$) (Tabela 2)

Com base neste achado, estes dados foram submetidos à análise de variância de duas vias (two-way ANOVA), com teste complementar de Tukey para comparações múltiplas (De mezenes et al. 2017).

No gráfico 21, podemos comparar os movimentos reciprocante e rotatório. Os grupos testados num movimento reciprocante são significativamente melhores.

Na grafico 21, 22, 23, são os resultados de resistência a fadiga cíclica dos diferentes grupos. Constatou-se que em primeiro lugar, temos as limas Reciproc Blue® no movimento reciprocante, seguida para os Wave one Gold® no movimento reciprocante, depois Reciproc blue® no movimento continuo, e para Reverso Silver® reciprocante, Wave One gold® no movimento continuo e reverso silver no movimento continuo

O grupo de limas Reciproc Blue® testadas no movimento reciprocante apresenta um NCF significativamente maior em relação aos restantes grupos. Os limas Reciproc Blue® tem uma resistência a fadiga cíclica mais alta.

Deixando a conclusão de que a transformação térmica e o movimentos das liga são dois fatores igualmente importantes.

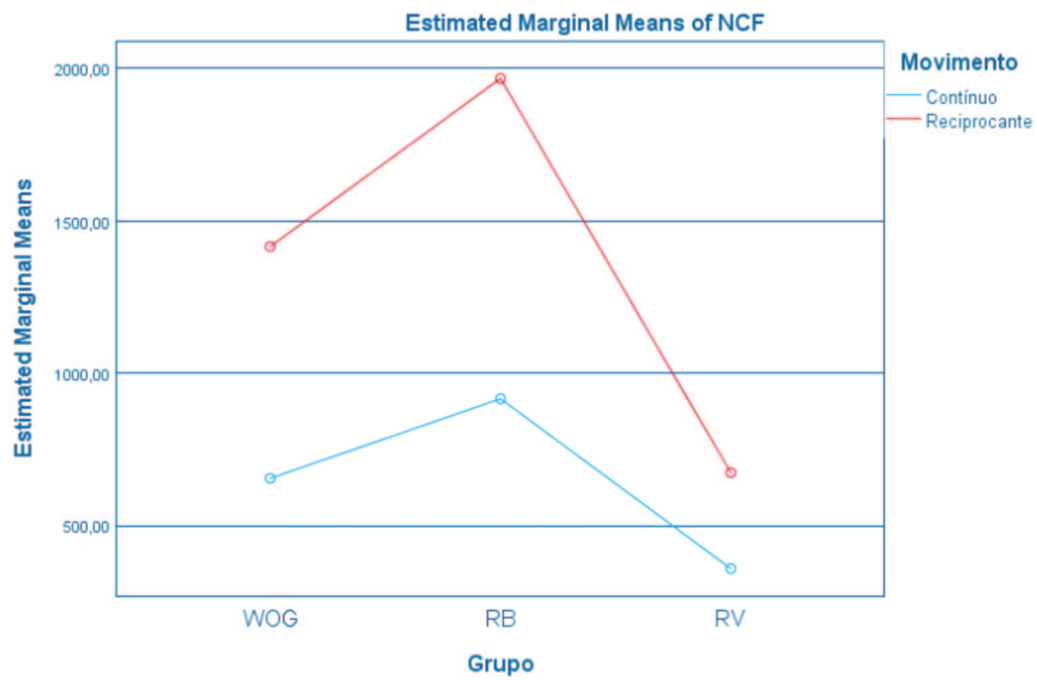


Figura 21 - Grafico comparativo das fadigas ciclas das 3 limas testadas em diferentes movimentos

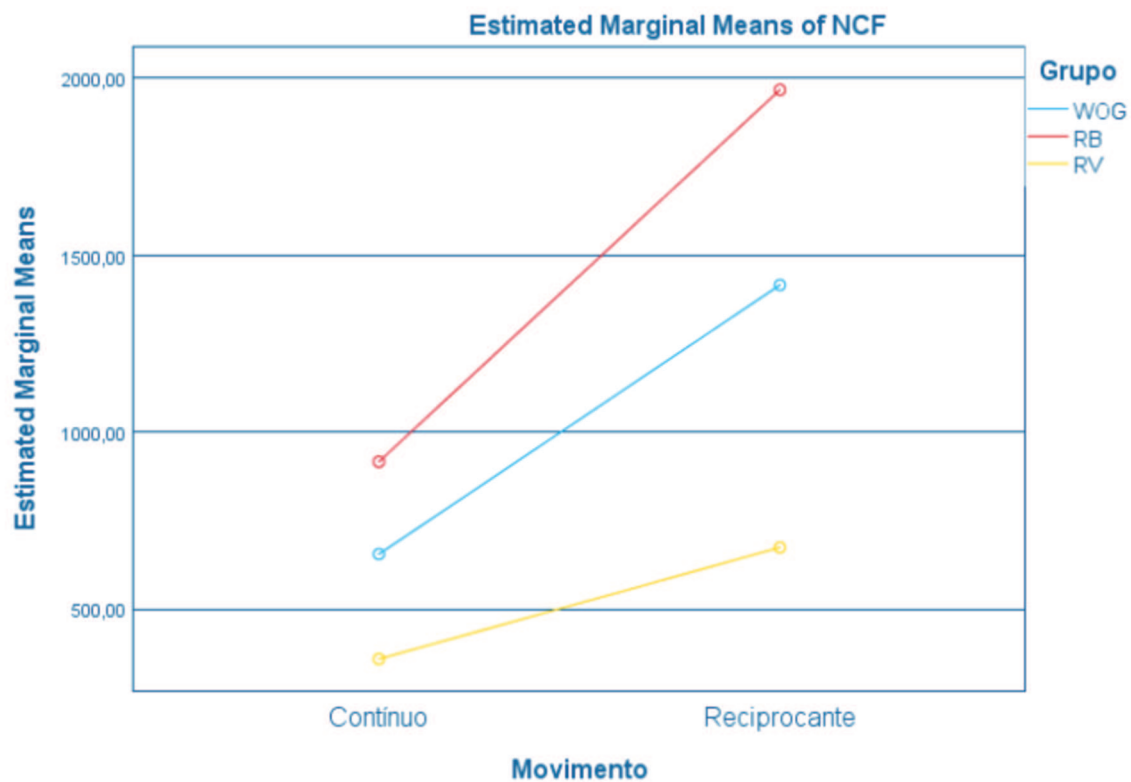


Figura 22 -Gráfico comparativo das medias do 3 limas testadas em diferentes movimentos

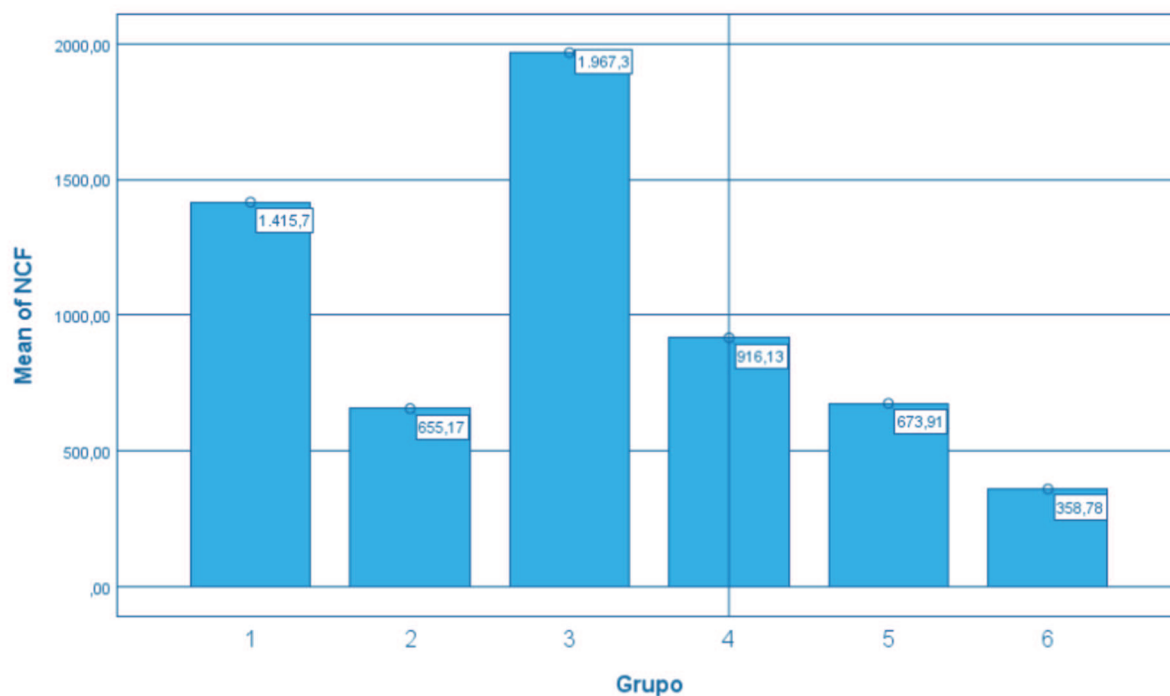


Figura 23 -Gráfico comparativo das medias do 3 limas testadas em diferentes movimentos

Tamanho dos fragmentos:

Foi observado que as limas fraturaram aproximadamente na mesma altura, próximas ao ponto máximo de flexão do canal radicular (Kim et al. 2012).

As fraturas dos instrumentos ocorreram ao nível da curva dentro do canal artificial, sem diferença significativa.

Tabela 3 - Comparação do tamanho dos fragmentos nos grupos WOG® reciprocante (1), WOG® rotatório,(2) ReversoSilver® Reciprocante(3), reverso silver® rotatório(4), Reciproc Blue® reciprocante(5), Reciproc Blue® rotatório(6).

Descriptives								
Fragmento (mm)								
	N	Mean	Std. Deviation	Std. Error	95% Confidence Interval for Mean		Minimum	Maximum
					Lower Bound	Upper Bound		
1	7	4,400	,2582	,0976	4,161	4,639	4,1	4,9
2	7	3,829	,2430	,0918	3,604	4,053	3,5	4,1
3	6	3,417	,2994	,1222	3,102	3,731	3,2	3,8
4	6	3,083	,0753	,0307	3,004	3,162	3,0	3,2
5	7	3,429	,0756	,0286	3,359	3,498	3,3	3,5
6	7	3,529	,1604	,0606	3,380	3,677	3,4	3,8
Total	40	3,632	,4604	,0728	3,485	3,780	3,0	4,9

Análise no Microscópio Eletrônico de varrimento (MEV):

A análise MEV mostrou aparências fractográficas típicas de fadiga cíclica. Após o teste de fadiga cíclica, estes instrumentos mostram a presença de áreas de iniciação de fissura e a formação de ondulações, indicando rutura dúctil, sem apresentar deformação plástica no eixo helicoidal dos instrumentos. Observa-se a presença de trincas nas parte mais periféricas das limas (Kim et al. 2012; Tokita et al. 2017).

A iniciação de *crack* ocorre principalmente na borda principal do instrumento. Um menor número de roscas ao longo da porção de trabalho diminui o número de pontos de concentração de *stresse* e, portanto, diminui a possibilidade de crack (Sekar et al. 2016).

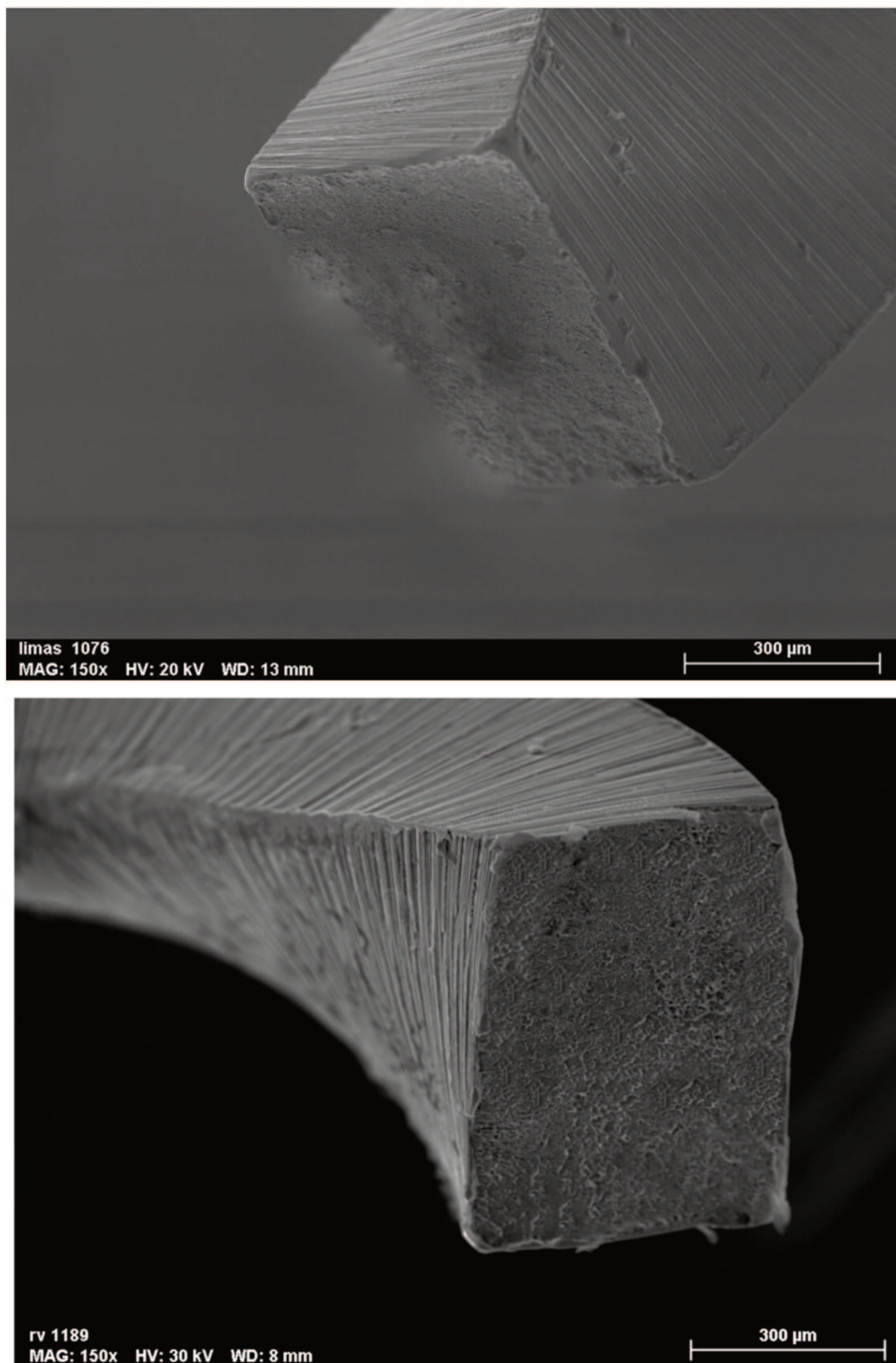


Figura 24 - - Superfície fraturada de um instrumento WaveOne Gold Primary, ausência de deformação plástica. (150x)

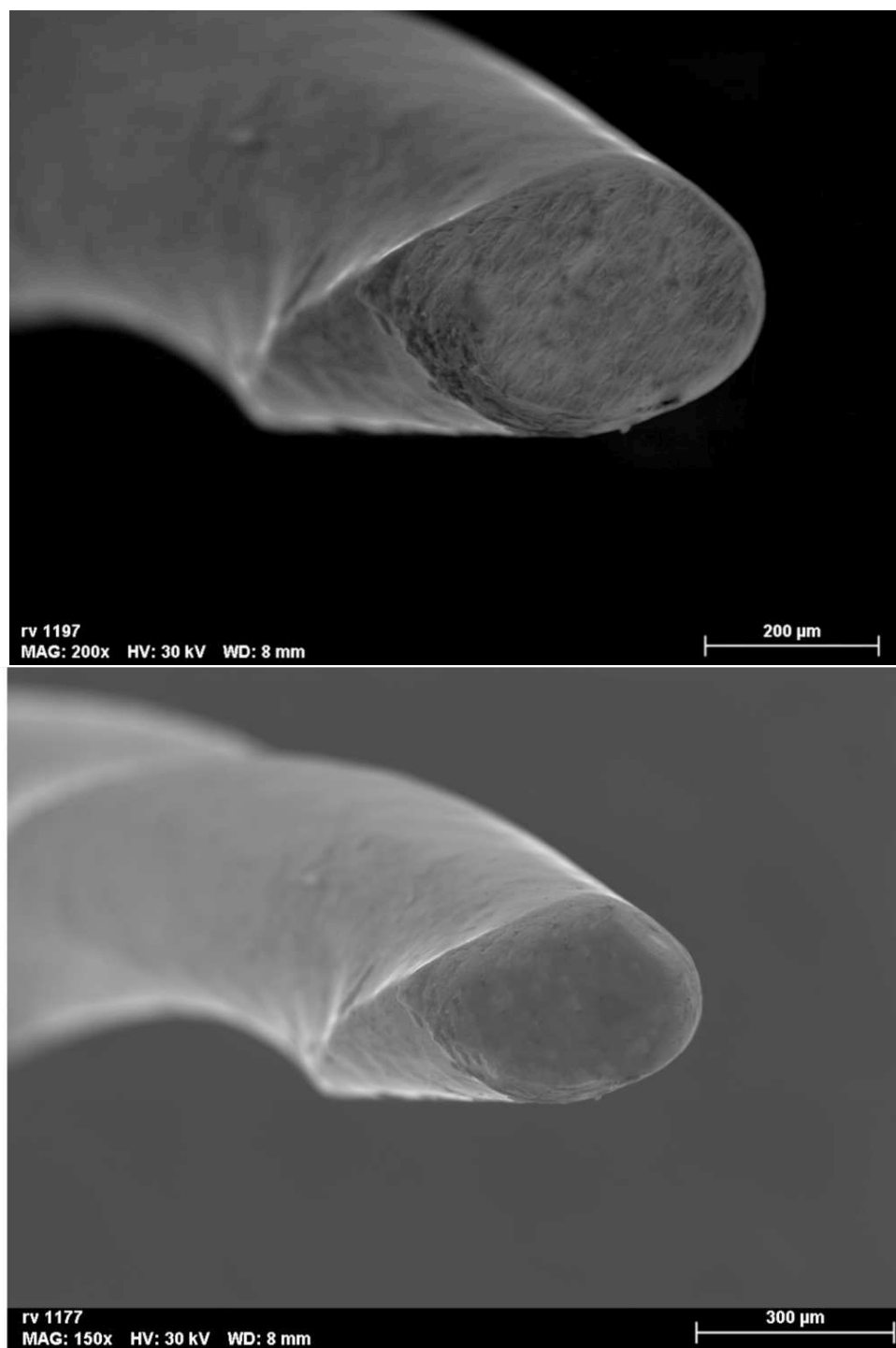


Figura 25 - Superfície fraturada de um instrumento Reverso silver, ausência de deformação plástica. (200x-150x)

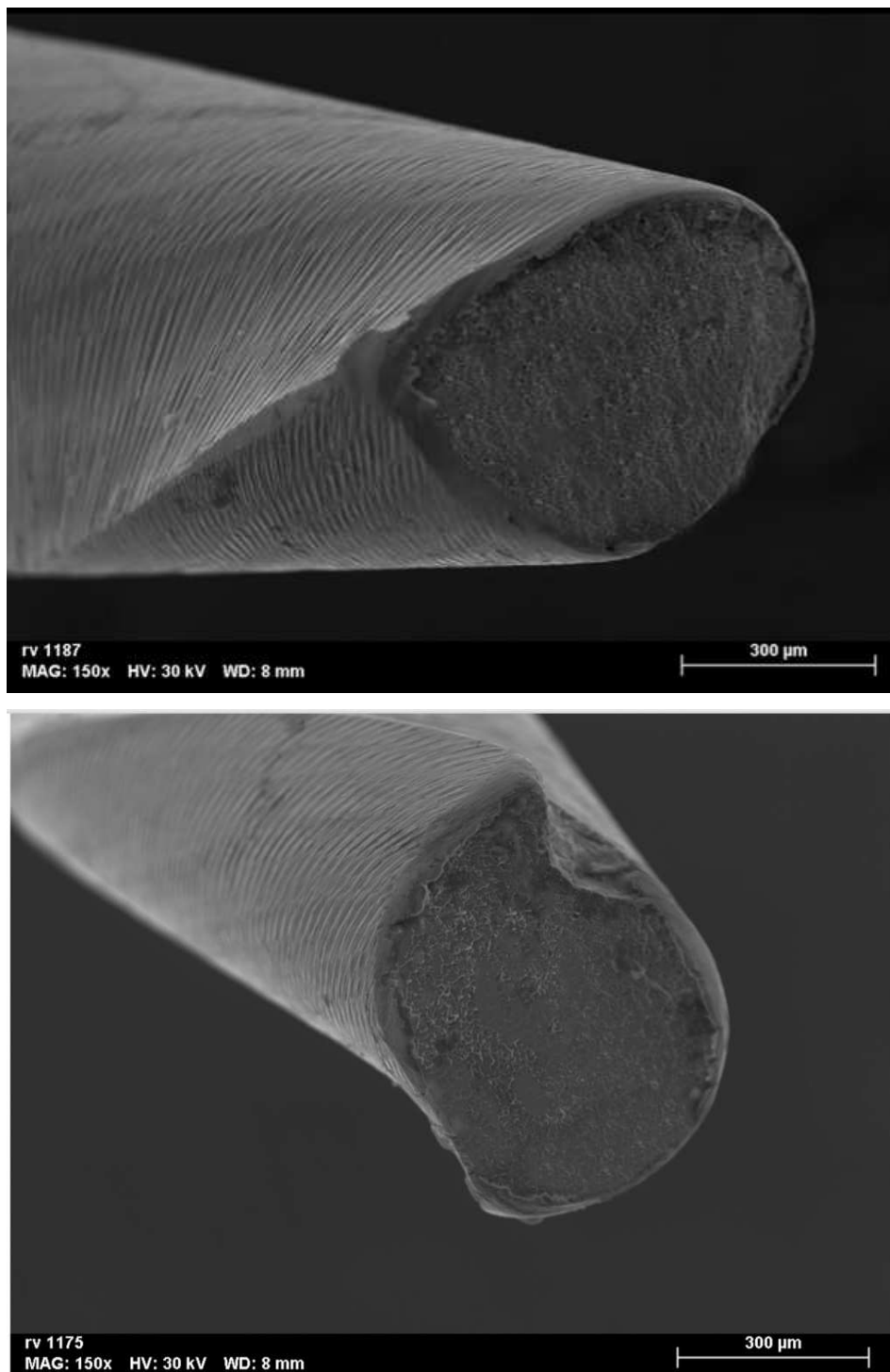


Figura 26 - Superfície fraturada de um instrumento Reciproc blue R25, ausência de deformação plástica. (150X)

VI. Discussão

A preparação endodôntica com instrumentos de aço inoxidável foi tem vindo a ser tendencialmente substituída por limas Niti para serem usada com instrumentação mecânica. As ligas de NiTi, foram introduzidas devido à vantagens como a sua superelasticidade e flexibilidade (Neelakantan et al. 2015, De menendez et al. 2017).

A fratura dos instrumentos é uma das principais preocupações durante a instrumentação endodôntica, podendo comprometer o resultado do tratamento do canal radicular. Embora vários fatores tenham influencia na separação dos instrumentos, a fadiga cíclica tem-se mostrado uma das principais causas. A fratura por fadiga cíclica ocorre devido à formação de microfissuras na superfície do instrumento (Gambarini, Gergi, Naaman, Osta, & Al Sudani. 2012; Dhingra, Kochar, Banerjee & Srivastava. 2015).

Vários fatores podem influenciar a fadiga cíclica dos instrumentos rotatórios, como o ângulo de curvatura, o desenho do instrumento, o tipo de liga em que estes são fabricados e o tipo de cinemática utilizada (Sekar et al. 2016).

Um método alternativo para melhorar a resistência à fadiga cíclica é o uso de instrumentos rotatórios NiTi num movimento recíprocante (Yared 2008).

Os primeiros sistemas reciprocantes a ser introduzidos no instrumental endodôntico foram o sistema o Reciproc® (VDW, Munique, Alemanha) e o WaveOne® (Dentsply Maillefer) (Ahn, Kim et Kim 2016).

O objetivo deste estudo foi avaliar a influencia do movimento e das ligas NiTi sobre a fadiga cíclica dos instrumentos, permitindo estabelecer e comparar a resistência a fratura em consequência da fadiga cíclica entre as limas Reciproc Blue®, WaveOne Gold® e Reverso Silver. Estas limas possuem uma conicidade e uma forma da ponta diferentes entre si. A tecnologia de modificação térmica dos instrumentos Reciproc Blue®® permite que eles sejam mais resistentes em comparação com as limas WaveOne Gold® feitas com *gold wire*, e com a liga convencional Niti dos instrumentos reverso silver.

Ate ao presente não esta disponível na PubMed nenhum estudo recente que compara os instrumentos do sistema Reverso Silver® com outros sistemas com movimento reciprocante. Este é o primeiro estudo que compara as limas Reverso Silver® com as limas WaveOne Gold® e Reciproc Blue®.

Nesta investigação podemos concluir que o movimento reciprocante é mais resistente a fratura por fadiga ciclica que o movimento contínuo, e que a liga tem tanta influencia na resistência à fratura, quanto o movimento cinemático realizado. As limas Reverso Silver®, mostraram ser a queles que obtiveram os piores resultados em comparação com as limas com tratamento térmico. Este estudo, permitiu, também, provar que os instrumentos fraturam por fadiga cíclica ao nível da sua curvatura máxima.

Os resultados obtidos estão de acordo com os resultados do estudo de Ozyurek et al. (2017) em relação ao tamanho dos fragmentos fraturados, onde não foram encontradas diferenças significativas entre os instrumentos WaveOne Gold® e Reciproc Blue®. A zona de fratura de cada instrumento estava no centro da curvatura ou abaixo deste ponto.

Sekar, Kumar, Nandini, Ballal & Velmurugan (2016) analisaram os dois movimentos com as mesmas limas, One Shape®, Revo-S®, and Mtwov e concluíram que as limas associadas ao movimento reciprocante, têm uma maior resistência à fadiga cíclica comparativamente com as limas com movimentos rotatórios. Sekar et al. (2016) e Perez-Higueras et al. (2013) mostraram que o movimento reciprocante aumenta a resistência à fadiga cíclica dos instrumentos.

Podemos concluir que a cinemática tem uma influência na fadiga cíclica e que o movimento reciprocante apresenta melhor resistência à fadiga cíclica. (Ahn et al. 2016, Neelakantan et al. 2015)

Os resultados obtidos neste estudo estão de acordo com a queles publicados até a data.

Kim, Kak, Cheung, Chung & Lee (2012) compararam a resistência à fadiga cíclica e a resistência à torção das limas Reciproc® e WaveOne®. Par tal os autores mediram o tempo de fratura num canal de aço inoxidável As limas Reciproc® obtiveram melhores resultados na resistência à fadiga cíclica, enquanto os WaveOne® apresentaram a maior resistência à torção. Este mesmo resultado foi obtido no estudo de Pedulla et al. (2013).

Segundo Magalhães et al. (2016) não foram observadas diferenças significativas na resistência entre os instrumentos Reciproc® e WaveOne®.

O tratamento das ligas *M-wire* e as ligas *Gold Wire* permitiu aumentar a flexibilidade dos instrumentos e confere uma maior resistência a fratura, por se encontrarem na forma microestrutural martensítica. Os instrumentos WaveOne Gold® *Wire* demonstraram ser 80% mais flexíveis, 23% mais eficientes no corte da dentina e 50% mais resistentes à fadiga cíclica em comparação com os WaveOne® (Neelakantan, Reddy & Gutmann 2015).

Segundo o fabricante, os Reciproc Blue® são duas vezes mais resistentes à fadiga cíclica que os Reciproc® (Ozyurek et al. 2017).

No estudo realizado por De-Deus et al. (2017), foram feitos testes de flexão entre as limas Reciproc e Reciproc Blue. Os resultados apresentados demonstraram que a Reciproc Blue® apresenta uma fadiga cíclica significativamente menor do que Reciproc® e melhores propriedades mecânicas.

De acordo com os outros estudos, os resultados de Neelakantan (2015) mostraram que as ligas *M-Wire* tem maior resistência à fadiga cíclica do que as ligas convencionais de Ni-Ti.

Keskin, Inan, Demiral, & Keleş (2017), demonstraram que a resistência à fadiga cíclica dos instrumentos Reciproc Blue® foi melhor em relação aos instrumentos Reciproc R25 e WaveOne Gold Primary®. O efeito do tratamento térmico da liga Reciproc Blue® na resistência à fadiga cíclica é evidente porque os instrumentos Reciproc Blue® e Reciproc® têm as mesmas formas de seção transversal e o mesmo modo de utilização.

Os resultados encontrados Na nossa estudo quando comparando as limas Reciproc Blue, WaveOne Gold® e Reverso Silver®, permitiram chegar à mesma conclusão : as limas Reciproc Blue® tem maior resistência a fadiga cíclica.

Ozyurek et al. (2017) pelo contrario, demonstraram não existir diferenças significativas entre os instrumentos WaveOne Gold® e os Reciproc Blue® no que concerne a resistência a fadiga ciclica.

As seções transversais e o diâmetro podem também influenciar os resultados : quanto maior a área da seção transversal maior é a rigidez e resistência a flexão. Portanto é possível que exista uma influência significativa na resistência à fadiga cíclica (Keskin, Demiral& Sariyılmaz 2018).

Por sua vez, segundo Elsaka et al. (2016), o sistema Reciproc Blue® apesar de apresentar uma menor área de secção transversal em comparação com o WaveOne Gold®, ele apresenta uma maior resistência a torção e uma melhor resistência à fadiga cíclica . Isto pode ser devido às transformações termomecânicas da liga NiTi.

Segundo, Ozyurek et al. 2016 não há efeito na resistência à fadiga cíclica.

Por este motivo, parece não ser consensual o efeito da diferença de secção transversal das limas na sua resistência à fadiga cíclica.

Segundo Keskin e Sariyilmaz (2018), os instrumentos ProTaper Next® e WaveOne Gold® causaram menor extrusão apical do que os instrumentos R-Endo® e Reciproc Blue®. A extrusão apical de detritos depende de vários fatores.

Os instrumentos em rotação contínua, são ainda usados porque possuem certas vantagens, tal como uma remoção eficaz dos detritos do canal radicular, reduzindo a dor pós-operatória, em comparação a uma instrumentação recíprocante (Hou, Su, Hou 2017).

VI. Conclusões

Com o desenvolvimento do níquel-titânio, as dificuldades, que surgem durante a instrumentação dos canais curvos, diminuem consideravelmente. Isso permite uma correta preparação do canal radicular e posteriormente uma boa obturação.

Através deste estudo, podemos concluir que :

- Aceita-se a hipótese 1, ou seja, há diferenças significativa na resistência à fadiga cíclica entre os diferentes instrumentos em movimento rotatório (Reciproc Blue® R25, Wave One Gold® e Reverso Silver®) tendo o sistema Reciproc Blue® apresentado valores superiores de resistência à fadiga cíclica enquanto que o sistema Reverso Silver® apresentou os piores resultados;
- Aceita-se a hipótese 2, ou seja, há diferenças significativa na resistência à fadiga cíclica entre os diferentes instrumentos em movimento reciprocante (Reciproc Blue® R25, Wave One Gold® e Reverso Silver®) tendo o sistema Reciproc Blue® apresentado valores superiores de resistência à fadiga cíclica enquanto que o sistema Reverso Silver® apresentou os piores resultados ;
- No movimento reciprocante, os grupos testados apresentam diferenças significativamente na resistência à fadiga cíclica, maiores em relação aos grupos testados no movimento rotatório;
- A resistência à fadiga cíclica depende da cinemática do movimento do instrumento e do procedimento de fabrico;
- A fratura ocorre no ponto da máxima curvatura do instrumento;

Em conclusão, a transformação térmica da liga NiTi e o movimento dos instrumentos são dois fatores igualmente importantes.

O processo de tratamento térmico pré e pós fabricação, permite uma evolução no desenvolvimento dos instrumentos.

O desenho da lima e a anatomia do canal radicular são também importantes. No entanto, o mais importante continua a ser o medico dentista.

A atualização regular dos seus conhecimentos e as novas tecnologias disponíveis, são pontos fundamentais que permitem um correto tratamento endodôntico.

Bibliografia

Ahmed, H. M. A., Versiani, M. A., De-Deus, G., & Dummer, P. M. H. (2017). *A new system for classifying root and root canal morphology*. International endodontic journal, 50(8), 761-770.

Ahn, S.-Y., Kim, H.-C., & Kim, E. (2016). *Kinematic Effects of Nickel-Titanium Instruments with Reciprocating or Continuous Rotation Motion: A Systematic Review of In Vitro Studies*. Journal of Endodontics, 42(7), 1009-1017. doi:10.1016/j.joen.2016.04.002

Alcalde, M. P., Duarte, M. A. H., Bramante, C. M., de Vasconcelos, B. C., Tanomaru-Filho, M., Guerreiro-Tanomaru, J. M., Vivan, R. R. (2017). *Cyclic fatigue and torsional strength of three different thermally treated reciprocating nickel-titanium instruments*. Clinical Oral Investigations, 22(4), 1865–1871. doi:10.1007/s00784-017-2295-8

Arbona, L., & Martin, D. (2011). *le MV2 de la première molaire maxillaire*. Information Dentaire, 31, 1–6.

Arslan, H., Alsancak, M., Doğanay, E., Karataş, E., Davut Çapar, İ., & Ertas, H. (2015). *Cyclic fatigue analysis of Reciproc R25® instruments with different kinematics*. Australian Endodontic Journal, 42(1), 22–24. doi:10.1111/aej.12115

Azim, A. A., Tarrosh, M., Azim, K. A., & Piasecki, L. (2018). *Comparison between Single-file Rotary Systems: Part 2—The Effect of Length of the Instrument Subjected to Cyclic Loading on Cyclic Fatigue Resistance*. Journal of endodontics, 44(12), 1837-1842.

Basrani, B., Roth, K., Sas, G., Kishen, A., & Peters, O. A. (2011). *Torsional Profiles of New and Used Revo-S Rotary Instruments: An In Vitro Study*. Journal of Endodontics, 37(7), 989–992. doi:10.1016/j.joen.2011.03.029

Berutti, E., Chiandussi, G., Gaviglio, I., & Ibba, A. (2003). *Comparative Analysis of Torsional and Bending Stresses in Two Mathematical Models of Nickel-Titanium Rotary*

Instruments: ProTaper versus ProFile. Journal of Endodontics, 29(1), 15–19. doi:10.1097/00004770-200301000-00005

Berutti, E., Chiandussi, G., Paolino, D. S., Scotti, N., Cantatore, G., Castellucci, A., & Pasqualini, D. (2012). *Canal Shaping with WaveOne Primary Reciprocating Files and ProTaper System: A Comparative Study.* Journal of Endodontics, 38(4), 505–509. doi:10.1016/j.joen.2011.12.040

Bonessio, N., Pereira, E. S. J., Lomiento, G., Arias, A., Bahia, M. G. A., Buono, V. T. L., & Peters, O. A. (2014). *Validated finite element analyses of WaveOne Endodontic Instruments: a comparison between M-Wire and NiTi alloys.* International Endodontic Journal, 48(5), 441–450. doi:10.1111/iej.12333

Bronnec, F. (2006). Localisation des orifices canalaire. Revue d’Odonto-Stomatologie, 17(4), 357–370.

Bulem, U. K., Kececi, A. D., & Guldaz , H. E. (2013). *Experimental evaluation of cyclic fatigue resistance of four different nickel-titanium instruments after immersion in sodium hypochlorite and/or sterilization.* Journal of Applied Oral Science, 21(6), 505–510. doi:10.1590/1679-775720130083

Burklein S, Hintschitz K, Dammaschke T, Schafer E (2012) *Shaping ability and cleaning effectiveness of two single-file systems in severely curved root canals of extracted teeth: Reciproc and WaveOne versus Mtwo and ProTaper,* International Endodontic Journal, May, 45(5) : 449-61

Capar, I. D., Ertas, H., & Arslan, H. (2014). *Comparison of cyclic fatigue resistance of novel nickel-titanium rotary instruments.* Australian Endodontic Journal, 41(1), 24–28. doi:10.1111/aej.12067

Ceyhanli K, Kamaci A, Taner M, Erdilek N, Celik D. (2015) *Shaping ability of two M-wire and two traditional nickel-titanium instrumentation systems in S-shaped resin canals.* Niger J Clin Pract. ;18(6):713–717

Coelho, M. S., Rios, M. A., & Bueno, C. (2018). *Separation of Nickel-Titanium Rotary and Reciprocating Instruments: A Mini-Review of Clinical Studies*. The open dentistry journal, 12, 864–872. doi:10.2174/1745017901814010864

Chi, C.-W., Li, C.-C., Lin, C.-P., & Shin, C.-S. (2017). *Cyclic fatigue behavior of nickel–titanium dental rotary files in clinical simulated root canals*. Journal of the Formosan Medical Association, 116(4), 306–312. doi:10.1016/j.jfma.2016.06.002

De Carvalho, F. M. A., Gonçalves, L. C. de O., Marques, A. A. F., Alves, V., Bueno, C. E. da S., & De Martin, A. S. (2016). *Cleaning Effectiveness of a Reciprocating Single-file and a Conventional Rotary Instrumentation System*. The Open Dentistry Journal, 10(1), 704–713. doi:10.2174/1874210601610010704

De-Deus, G., Moreira, E. J. L., Lopes, H. P., & Elias, C. N. (2010). *Extended cyclic fatigue life of F2 ProTaper instruments used in reciprocating movement*. International Endodontic Journal, 43(12), 1063–1068. doi:10.1111/j.1365-2591.2010.01756.x

Dhingra A, Kochar R, Banerjee S, & Srivastava P. *Comparative evaluation of the canal curvature modifications after instrumentation with One Shape rotary and Wave One reciprocating files*. J Conserv Dent 2014;17:138-141

Duque, J. A., Vivan, R. R., Cavenago, B. C., Amoroso -Silva, P. A., ... Bernades, R. A. (2017). *Influence of NiTi alloy on the root canal shaping capabilities of the ProTaper Universal and ProTaper Gold rotary instrument systems*. Journal of Applied Oral Science, 25(1), 27–33. doi:10.1590/1678-77572016-0230

Elnaghy, A. M., & Elsaka, S. E. (2016). *Effect of sodium hypochlorite and saline on cyclic fatigue resistance of WaveOne Gold and Reciproc reciprocating instruments*. International Endodontic Journal, 50(10), 991–998. doi:10.1111/iej.12712

Gambarini, G., Gergi, R., Naaman, A., Osta, N., & Al Sudani, D. (2012). *Cyclic fatigue analysis of twisted file rotary NiTi instruments used in reciprocating motion*. International Endodontic Journal, 45(9), 802–806. doi:10.1111/j.1365-2591.2012.02036.x

Gambarini, G., Giansiracusa Rubini, A., Sannino, G., Di Giorgio, F., Piasecki, L., Al-Sudani, D., ... Testarelli, L. (2014). *Cutting efficiency of nickel–titanium rotary and*

reciprocating instruments after prolonged use. Odontology, 104(1), 77–81.
doi:10.1007/s10266-014-0183-0

Gambarini, G., Rubini, A. G., Al Sudani, D., Gergi, R., Culla, A., De Angelis, F., ... Testarelli, L. (2012). *Influence of Different Angles of Reciprocation on the Cyclic Fatigue of Nickel-Titanium Endodontic Instruments.* Journal of Endodontics, 38(10), 1408–1411. doi:10.1016/j.joen.2012.05.019

Ferreira, F., Adeodato, C., Barbosa, I., Aboud, L., Scelza, P., & Zaccaro Scelza, M. (2016). *Movement kinematics and cyclic fatigue of NiTi rotary instruments: a systematic review.* International Endodontic Journal, 50(2), 143–152. doi:10.1111/iej.12613

Grande, N. M., Ahmed, H. M. A., Cohen, S., Bukiet, F., & Plotino, G. (2015). *Current Assessment of Reciprocation in Endodontic Preparation: A Comprehensive Review—Part I: Historic Perspectives and Current Applications.* Journal of Endodontics, 41(11), 1778–1783. doi:10.1016/j.joen.2015.06.014

Goo, H.-J., Kwak, S. W., Ha, J.-H., Pedullà, E., & Kim, H.-C. (2017). *Mechanical Properties of Various Heat-treated Nickel-titanium Rotary Instruments.* Journal of Endodontics, 43(11), 1872–1877. doi:10.1016/j.joen.2017.05.025

Govindaraju, L., Jeevanandan, G., & Subramanian, E. M. G. (2017). *Clinical evaluation of quality of obturation and instrumentation time using two modified rotary file systems with manual instrumentation in primary teeth.* Journal of clinical and diagnostic research: JCDR, 11(9), ZC55.

Gulabivala, K. , Patel, B. , Evans, G. & Ng, Y. (2005), *Effects of mechanical and chemical procedures on root canal surfaces.* Endodontic Topics, 10: 103-122. doi:[10.1111/j.1601-1546.2005.00133.x](https://doi.org/10.1111/j.1601-1546.2005.00133.x)

HESS W. *The anatomy of the root canals of teeth of the permanent dentition*, Londres : John Bale, Sons & Danielsson, 1925

Hou, X. M., Su, Z., & Hou, B. X. (2017). *Post endodontic pain following single-visit root canal preparation with rotary vs reciprocating instruments: a meta-analysis of randomized clinical trials.* BMC oral health, 17(1), 86. doi:10.1186/s12903-017-0355-8

Kandaswamy D, Venkateshbabu N, Porkodi I, Pradeep G. *Canal-centering ability: An endodontic challenge*. J Conserv Dent 2009;12:3-9

Keskin, C., Inan, U., Demiral, M., & Keleş, A. (2017). *Cyclic Fatigue Resistance of Reciproc Blue, Reciproc, and WaveOne Gold Reciprocating Instruments*. *Journal of Endodontics*, 43(8), 1360–1363. doi:10.1016/j.joen.2017.03.036

Keskin, C., Demiral, M., & Sarıymaz, E. (2018). *Comparison of the shaping ability of novel thermally treated reciprocating instruments*. *Restorative dentistry & endodontics*, 43(2), e15. doi:10.5395/rde.2018.43.e15

Keskin, C., & Sarıymaz, E. (2018). *Apically extruded debris and irrigants during root canal filling material removal using Reciproc Blue, WaveOne Gold, R-Endo and ProTaper Next systems*. *Journal of dental research, dental clinics, dental prospects*, 12(4), 272–276. doi:10.15171/joddd.2018.042

Kuzekanani M. (2018). *Nickel-Titanium Rotary Instruments: Development of the Single-File Systems*. *Journal of International Society of Preventive & Community Dentistry*, 8(5), 386–390. doi:10.4103/jispcd.JISPCD_225_18

Kim HC, Kwak SW, Cheung GSP, KO DH, Chung SM, Lee W, *Cyclic fatigue and torsional resistance of two new nickel-titanium instruments used in reciprocation motion : Reciproc versus WaveOne*, *Journal of Endodontics*, 2012 Apr, 38(4) : 541- 4

Koçak S, Koçak MM, Sağlam BC, Türker SA, Sagsen B & Er Ö. *Apical extrusion of debris using self-adjusting file, reciprocating single-file, and 2 rotary instrumentation systems*. J Endod 2013;39:1278-80.

Krasner, P., & Rankow, H. (2004). *Anatomy of the Pulp-Chamber Floor*. *Journal of Endodontics*, 30(1), 5–16. doi:10.1097/00004770-200401000-00002

Laslami, K., Dhoum, S., El Harchi, A., & Benkiran, I. (2018). *Relationship between the Apical Preparation Diameter and the Apical Seal: An In Vitro Study*. *International Journal of Dentistry*, 2018, 1–5. doi:10.1155/2018/2327854

Lopes, H. P., Gambarra-Soares, T., Elias, C. N., Siqueira, J. F., Inojosa, I. F. J., Lopes, W. S. P., & Vieira, V. T. L. (2013). *Comparison of the Mechanical Properties of Rotary Instruments Made of Conventional Nickel-Titanium Wire, M-Wire, or Nickel-Titanium Alloy in R-Phase*. Journal of Endodontics, 39(4), 516–520. doi:10.1016/j.joen.2012.12.006

Magalhães, R. R., Braga, L. C., Pereira, É. S., Peixoto, I. F., Buono, V. T., & Bahia, M. G. (2016). *The impact of clinical use on the torsional behavior of Reciproc and WaveOne instruments*. Journal of applied oral science : revista FOB, 24(4), 310–316. doi:10.1590/1678-775720150596

Marinho, A. C. S., Martinho, F. C., Gonçalves, L. M., Rabang, H. R. C., & Gomes, B. P. F. A. (2014). *Does the Reciproc file remove root canal bacteria and endotoxins as effectively as multifile rotary systems?* International Endodontic Journal, 48(6), 542–548. doi:10.1111/iej.12346

Lu, Y., Chen, M., Qiao, F., & Wu, L. (2015). *Comparison of apical and coronal extrusions using reciprocating and rotary instrumentation systems*. BMC Oral Health, 15(1).doi:10.1186/s12903-015-0081-z

Medha, A. (2014). *Evaluation of Forces Generated on Three Different Rotary File Systems in Apical Third of Root Canal using Finite Element Analysis*. JOURNAL OF CLINICAL AND DIAGNOSTIC RESEARCH. doi:10.7860/jcdr/2014/7919.3903

Montalvão, D., Alçada, F. S., Braz Fernandes, F. M., & de Vilaverde-Correia, S. (2014). *Structural Characterisation and Mechanical FE Analysis of Conventional and M-Wire Ni-Ti Alloys Used in Endodontic Rotary Instruments*. The Scientific World Journal, 2014, 1–8.doi:10.1155/2014/976459

Nallapati S. (2010). *Anatomie canalaire et traitement endodontique*. Revue D’Odonto-Stomatologie, 39, 239–262.

Narayan GS, Venkatesan SM, Karumaran CS, Indira R, Ramachandran S & Srinivasan MR. *A comparative evaluation on the cleaning and shaping ability of three nickel*

titanium rotary instruments using computerized tomography - An ex vivo study. Contemp Clin Dent. 2012;3(Suppl 2):S151–S155. doi:10.4103/0976-237X.101070

Neelakantan, P., Reddy, P., & Gutmann, J. L. (2015). *Cyclic fatigue of two different single files with varying kinematics in a simulated double-curved canal*. Journal of Investigative and Clinical Dentistry, 7(3), 272–277. doi:10.1111/jicd.12159

Ounsi, Hani & Nassif, Wadih & Grandini, Simone & Salameh, Ziad & Neelakantan, Prasanna & Sukumaran, ANIL. (2017). *Evolution of Nickel–titanium Alloys in Endodontics*. The Journal of Contemporary Dental Practice. 18. 1090-1096. 10.5005/jp-journals-10024-2181.

Özyürek, T. (2016). *Cyclic Fatigue Resistance of Reciproc, WaveOne, and WaveOne Gold Nickel-Titanium Instruments*. Journal of Endodontics, 42(10), 1536–1539. doi:10.1016/j.joen.2016.06.019

Özyürek, T., Gündoğar, M., Yılmaz, K., & Uslu, G. (2017). *Bending resistance and cyclic fatigue life of Reciproc Blue, WaveOne Gold, and Genius files in a double (S-shaped) curved canal*. Journal of dental research, dental clinics, dental prospects, 11(4), 241–246. doi:10.15171/joddd.2017.042

Paqué, F., Zehnder, M., & De-Deus, G. (2011). *Microtomography-based Comparison of Reciprocating Single-File F2 ProTaper Technique versus Rotary Full Sequence*. Journal of Endodontics, 37(10), 1394–1397. doi:10.1016/j.joen.2011.06.031

Patil, T. N., Saraf, P. A., Penukonda, R., Vanaki, S. S., & Kamatagi, L. (2017). *A Survey on Nickel Titanium Rotary Instruments and their Usage Techniques by Endodontists in India*. Journal of clinical and diagnostic research : JCDR, 11(5), ZC29–ZC35. doi:10.7860/JCDR/2017/23936.9852

Pedullà, E., Grande, N. M., Plotino, G., Gambarini, G., & Rapisarda, E. (2013). *Influence of Continuous or Reciprocating Motion on Cyclic Fatigue Resistance of 4 Different Nickel-Titanium Rotary Instruments*. Journal of Endodontics, 39(2), 258–261. doi:10.1016/j.joen.2012.10.025

- Pedullà, E., Lo Savio, F., Boninelli, S., Plotino, G., Grande, N. M., Rapisarda, E., & La Rosa, G. (2014). *Influence of cyclic torsional preloading on cyclic fatigue resistance of nickel - titanium instruments*. International Endodontic Journal, 48(11), 1043–1050.doi:10.1111/iej.12400
- Peters, O. A., Morgental, R. D., Schulze, K. A., Paqué, F., Kopper, P. M. P., & Vier-Pelisser, F. V. (2013). *Determining cutting efficiency of nickel-titanium coronal flaring instruments used in lateral action*. International Endodontic Journal, 47(6), 505–513. doi:10.1111/iej.12177
- Plotino, G., Ahmed, H. M. A., Grande, N. M., Cohen, S., & Bukiet, F. (2015). *Current Assessment of Reciprocation in Endodontic Preparation: A Comprehensive Review—Part II: Properties and Effectiveness*. Journal of Endodontics, 41(12), 1939–1950.doi:10.1016/j.joen.2015.08.018
- Ponti, T., McDonald, N., Kuttler, S., Strassler, H., & Dumsha, T. (2002). *Canal-Centering Ability of Two Rotary File Systems*. Journal of Endodontics, 28(4), 283–286.doi:10.1097/00004770-200204000-00006
- Prados-Privado, M., Rojo, R., Ivorra, C., & Prados-Frutos, J. C. (2018). *Finite element analysis comparing WaveOne, WaveOne Gold, Reciproc and Reciproc Blue responses with bending and torsion tests*. Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials. doi:10.1016/j.jmbbm.2018.10.016
- Santos, L. de A., Bahia, M. G. de A., Las Casas, E. B. de, & Buono, V. T. L. (2013). *Comparison of the Mechanical Behavior between Controlled Memory and Superelastic Nickel-Titanium Files via Finite Element Analysis*. Journal of Endodontics, 39(11), 1444–1447.doi:10.1016/j.joen.2013.07.030
- Schäfer, E., & Oitzinger, M. (2008). *Cutting Efficiency of Five Different Types of Rotary Nickel–Titanium Instruments*. Journal of Endodontics, 34(2), 198–200. doi:10.1016/j.joen.2007.10.009
- Sekar V, Kumar R, Nandini S, Ballal S, Velmurugan N. *Assessment of the role of cross section on fatigue resistance of rotary files when used in reciprocation*. Eur J Dent 2016;10:541-5

Serafin, M., De Biasi, M., Franco, V., & Angerame, D. (2018). *In vitro comparison of cyclic fatigue resistance of two rotary single-file endodontic systems: OneCurve versus OneShape*. Odontology. doi:10.1007/s10266-018-0390-1

Silva, E. J. N. L., Carapiá, M. F., Lopes, R. M., Belladonna, F. G., Senna, P. M., Souza, E. M., & De-Deus, G. (2015). *Comparison of apically extruded debris after large apical preparations by full-sequence rotary and single-file reciprocating systems*. International Endodontic Journal, 49(7), 700–705. doi:10.1111/iej.12503

Singbal K, Jain D, Raja K & Hoe TM. (2017) *Comparative evaluation of apically extruded debris during root canal instrumentation using two Ni-Ti single file rotary systems: An in vitro study*. J Conserv Dent 2017;20:64-7

Shim, K.-S., Oh, S., Kum, K., Kim, Y.-C., Jee, K.-K., & Chang, S. W. (2017). *Mechanical and Metallurgical Properties of Various Nickel-Titanium Rotary Instruments*. BioMed Research International, 2017, 1–13. doi:10.1155/2017/4528601

Sousa-Neto, M. D. de, Silva-Sousa, Y. C., Mazzi-Chaves, J. F., Carvalho, K. K. T., Barbosa, A. F. S., Versiani, M. A., ... Leoni, G. B. (2018). *Root canal preparation using micro-computed tomography analysis: a literature review*. Brazilian Oral Research, 32(suppl 1). doi:10.1590/1807-3107bor-2018.vol32.0066

Srinivasan, A.V. & D.M. Mcfarland, Smart Structures, Analysis and Design. Cambridge university press, 2001.

Tokita, D., Ebihara, A., Miyara, K., & Okiji, T. (2017). *Dynamic Torsional and Cyclic Fracture Behavior of ProFile Rotary Instruments at Continuous or Reciprocating Rotation as Visualized with High-speed Digital Video Imaging*. Journal of Endodontics, 43(8), 1337–1342. doi:10.1016/j.joen.2017.03.024

Uzunoglu E & Turker SA (2016) Impact of different file systems on the amount of apically extruded debris during endodontic retreatment. Eur j dent; 10 210-4

Vallaesys, K., Chevalier, V., & Arbab-Chirani, R. (2014). *Comparative analysis of canal transportation and centring ability of three Ni–Ti rotary endodontic systems: Protaper®,*

*MTwo® and Revo-S™, assessed by micro-computed tomography. Odontology, 104(1), 83–88.*doi:10.1007/s10266-014-0176-z

Webber, A. J. (2011) *The WaveOne single-file reciprocating system.*

Wei, X., Hu, B., Peng, H., Tang, M., & Song, J. (2017). *The incidence of dentinal cracks during root canal preparations with reciprocating single-file and rotary-file systems: A meta-analysis.* Dental Materials Journal, 36(3), 243–252.doi:10.4012/dmj.2016-208

Wu, H., Peng, C., Bai, Y., Hu, X., Wang, L., & Li, C. (2015). *Shaping ability of ProTaper Universal, WaveOne and ProTaper Next in simulated L-shaped and S-shaped root canals.* BMC Oral Health, 15(1). doi:10.1186/s12903-015-0012-z

Ye, J., & Gao, Y. (2012). *Metallurgical characterization of M-Wire nickel-titanium shape memory alloy used for endodontic rotary instruments during low-cycle fatigue.* Journal of endodontics, 38(1), 105-107.

Yılmaz, K., & Özyürek, T. (2017). *Cyclic fatigue life of Tango-Endo, WaveOne GOLD, and Reciproc NiTi instruments.* Restorative dentistry & endodontics, 42(2), 134–139. doi:10.5395/rde.2017.42.2.134

Yılmaz, K., Uslu, G., Gündoğar, M., Özyürek, T., Grande, N. M., & Plotino, G. (2018). *Cyclic fatigue resistances of several nickel-titanium glide path rotary and reciprocating instruments at body temperature.* International Endodontic Journal, 51(8), 924–930.doi:10.1111/iej.12901

Yu, C., & Abbott, P. (2007). *An overview of the dental pulp: its functions and responses to injury.* Australian Dental Journal, 52, S4–S6.doi:10.1111/j.1834-7819.2007.tb00525.x